

**CT-ANGIOGRAPHISCHE DARSTELLUNG DER
ARTERIEN IN DER CANINEN BECKENGLIEDMAßE**

von Catharina Theresa von Eckartsberg, geb. Neueder

Inaugural-Dissertation zur Erlangung der Doktorwürde der Tierärztlichen
Fakultät der Ludwig-Maximilians-Universität München

**CT-ANGIOGRAPHISCHE DARSTELLUNG DER
ARTERIEN IN DER CANINEN BECKENGLIEDMAßE**

von Catharina Theresa von Eckartsberg, geb. Neueder
aus München

München, 2018

Aus dem Zentrum für Klinische Tiermedizin
der Tierärztlichen Fakultät
der Ludwig-Maximilians-Universität München

Lehrstuhl für Chirurgie der Kleintiere

Arbeit angefertigt unter der Leitung von: Univ.- Prof. Dr. Andrea
Meyer-Lindenberg

Mitbetreuung durch: Dr. Andreas Brühschwein

Gedruckt mit der Genehmigung der Tierärztlichen Fakultät
der Ludwig-Maximilians-Universität München

Dekan: Univ.-Prof. Dr. Reinhard K. Straubinger, Ph. D.

Berichterstatter: Univ.-Prof. Dr. Andrea Meyer-Lindenberg

Korreferent/en: Priv.-Doz. Dr. Rebecca Kenngott

Tag der Promotion: 27. Juli 2018

Für meinen Vater

„Dass mir der Hund das Liebste ist, sagst du, oh Mensch, sei Sünde.
Der Hund bleibt mir im Sturme treu, der Mensch nicht mal im Winde.“

(Franz von Assisi)

INHALTSVERZEICHNIS

I. EINLEITUNG.....	1
II. LITERATURÜBERSICHT	3
1. Grundlagen der Computertomographie.....	3
1.1. Aufbau eines Computertomographen	3
1.1.1. Aufnahmesystem.....	4
1.1.2. Bediensystem	4
1.1.3. Rechnersystem	5
1.2. Computertomographischer Untersuchungsgang	5
1.2.1. Patientenvorbereitung	5
1.2.2. Bildaufnahme	6
1.2.2.1. Akquisitionsparameter	6
1.2.2.2. Rekonstruktionsparameter.....	7
1.2.3. Darstellungstechniken	9
1.2.3.1. Multiplanare Reformationen (MPR).....	9
1.2.3.2. Maximum-Intensitäts-Projektionen (MIP).....	9
1.2.3.3. Shaded Surface Display (SSD)	10
1.2.3.4. Volume Rendering Technique (VRT).....	10
1.2.4. Datenspeicherung.....	10
2. Kontrastmittel	11
2.1. Kontrastmittelklassen.....	11
2.2. Nebenwirkungen / Komplikationen	13
2.3. Kontrastmittelapplikation.....	15
2.3.1. Standardbolusverfahren.....	16
2.3.2. Testbolusverfahren	16
2.3.3. Bolusoptimierte Dichtemessverfahren im CT.....	16
2.4. Pharmakodynamik nach intravenöser Kontrastmittelapplikation	17
2.4.1. Einflussfaktoren auf das Anreicherungsverhalten des KM bei der CTA.....	19
2.4.1.1. Patientenindividuelle Faktoren.....	19
2.4.1.2. Kontrastmittelbedingte Faktoren.....	21
2.4.1.3. CT-Technik	26
3. In vivo Gefäßdarstellung - Alternativen zur CTA.....	27
3.1. Sonographie	27

3.2. Digitale Subtraktionsangiographie.....	28
3.3. Magnetresonanztomographische Angiographie (MRA).....	29
4. Gefäßanatomie	30
4.1. Bau von Arterien.....	30
4.2. Arterien der Beckengliedmaße.....	31
4.2.1. A. iliaca externa	32
4.2.1.1. A. profunda femoris	32
4.2.1.2. A. circumflexa femoris medialis	34
4.2.1.3. A. abdominalis caudalis	35
4.2.2. A. femoralis.....	36
4.2.2.1. A. circumflexa ilium superficialis.....	36
4.2.2.2. A. circumflexa femoris lateralis	36
4.2.2.3. A. caudalis femoris proximalis	37
4.2.2.4. A. saphena	37
4.2.2.5. A. genus descendens	39
4.2.2.6. A. caudalis femoris media.....	39
4.2.2.7. A. caudalis femoris distalis	40
4.2.3. A. poplitea	40
4.2.3.1. A. genus media.....	40
4.2.3.2. A. genus proximalis medialis.....	40
4.2.3.3. A. genus proximalis lateralis.....	40
4.2.3.4. A. genus distalis medialis.....	41
4.2.3.5. A. genus distalis lateralis.....	41
4.2.3.6. Aa. surales	41
4.2.3.7. A. tibialis caudalis.....	41
4.2.3.8. A. nutriciae tibiae	41
4.2.3.9. A. tibialis cranialis	41
4.2.4. A. dorsalis pedis	42
4.2.4.1. A. tarsea medialis und lateralis	42
4.2.4.2. A. arcuata	42
4.2.4.3. Ramus perforans proximalis II.....	43
5. Wirkungen ausgewählter Anästhetika.....	47
5.1. Sedativa.....	47
5.1.1. Benzodiazepine	47

5.1.2. Alpha ₂ -Rezeptor Agonisten	47
5.1.3. Phenothiazine	48
5.2. Hypnotika	48
5.2.1. Propofol	48
5.3. Opioide	49
5.3.1. Methadon	49
5.3.2. Levomethadon	49
5.4. Volatile Anästhetika	49
5.4.1. Isofluran	50
III. MATERIAL UND METHODEN.....	51
1. Patienten	51
2. Methodik	52
2.1. Anamneseerhebung	52
2.2. Klinische Allgemeinuntersuchung	52
2.3. Anästhesie	53
2.4. Lagerung	54
2.5. Kontrastmittelpumpe	55
2.6. Computertomographische Angiographie	56
2.6.1. Topogramm	56
2.6.2. Scan	57
2.6.2.1. Nativscan	58
2.6.2.2. Premonitoring und Monitoring	58
2.6.2.3. Arterielle Phase	59
2.6.3. CT-Rekonstruktion und Bildnachverarbeitung	60
2.7. Auswertung der Tomogramme	61
2.7.1. Gefäßgesundheit	61
2.7.2. Scoringsystem	61
2.7.2.1. Erkennbarkeit der Gefäße	61
2.7.2.2. Symmetrie der Gefäße beider Gliedmaßen	62
2.7.2.3. Summenscores	62
2.7.3. Normvarianten	64
2.7.4. Dichte-, Durchmesser- und Flächenmessungen ausgewählter Arterien	64
2.7.5. Umfangsbestimmung Femur und Tibia	66

3. Statistische Analysen.....	70
IV. ERGEBNISSE.....	71
1. Gefäßgesundheit.....	71
2. Deskriptive Beschreibung und Interpretation der Datensätze	73
2.1. Geschlechter-, Rasse-, Alters- und Gewichtsverteilung	73
2.2. Korellationsindices: Femur – und Tibiaumfang	75
2.3. Anästhesie	77
2.4. Lagerung	80
2.5. Kontrastmittel- und Kochsalzapplikation	81
2.5.1. Flussraten	81
2.5.2. Schwellenwertmessungen	83
2.6. Gefäßerkennbarkeit der Stammgefäße	88
2.6.1. Kontrasterkennbarkeit	88
2.6.2. Durchgängigkeit	89
2.6.3. Dichte-, Durchmesser- und Flächenmessungen der Stammgefäße	90
2.6.3.1. A. iliaca externa	91
2.6.3.2. A. femoralis	94
2.6.3.3. A. saphena	97
2.6.3.4. A. poplitea	100
2.7. Gefäßerkennbarkeit der peripheren Gefäße	104
2.7.1. Kontrasterkennbarkeit	104
2.7.2. Durchgängigkeit	104
2.8. Gefäßerkennbarkeit der Pfotenarterien	107
2.8.1. Kontrasterkennbarkeit	107
2.8.2. Durchgängigkeit	108
2.8.3. Dichte-, Durchmesser- und Flächenmessung der A. dorsalis pedis	109
3. Beschreibung des arteriellen Gefäßverlaufes der caninen Beckengliedmaße anhand der CT-Schnittbildanatomie	111
4. Ermittelte Normvarianten.....	130
4.1. A. abdominalis caudalis	130
4.2. A. circumflexa ilium superficialis	131
V. DISKUSSION	133

1. Patientengut.....	133
1.1. Alter, Geschlecht, Rasse	133
1.2. Gefäßgesundheit.....	133
1.3. Körpergewicht.....	134
1.4. Anästhesie	135
1.5. Lagerung	136
1.6. Kontrastmittel- und Kochsalzapplikation	137
1.7. Technische Einstellungen.....	142
2. Auswertung der Angiogramme.....	143
2.1. Gefäßerkennbarkeit und Messungen.....	143
2.2. Normalanatomische Beschreibung des arteriellen Gefäßverlaufes.....	144
2.3. Normvarianten.....	144
3. Möglichkeiten der computertomographischen Angiographie caniner Beckengliedmaßen im Hinblick auf klinische Fragestellungen	146
VI. ZUSAMMENFASSUNG.....	149
VII. SUMMARY	153
VIII. LITERATURVERZEICHNIS	155
IX. ANHANG.....	183
1. Abbildungsverzeichnis.....	183
2. Tabellenverzeichnis.....	189
3. Tabellen.....	193
XI. DANKSAGUNG	251

ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS

A., Aa.	Arteria, Arteriae
Abb.	Abbildung
ACR	American College of Radiology
BCS	Body Condition Score
bzw.	beziehungsweise
C	Center
CGKT	Chirurgische und Gynäkologische Kleintierklinik der LMU München
cm	Zentimeter
CPR	Curved Planar Reformation
CT	Computertomographie
CTA	Computertomographische Angiographie
DG	Durchgängigkeit
DICOM	Digital Imaging and Communication in Medicine
DSA	Digitale Subtraktionsangiographie
et al.	et alii/et aliae, und andere
For.	Foramen
FOV	Field of View
GABA	Gamma-Amino-Buttersäure
ggf.	gegebenenfalls
ggr.	geringgradig
hgr.	hochgradig
HU	Hounsfield Units
I	Iod
ICC	Intraklassenkorrelationskoeffizient
IEC	International Electrical Commission
KE	Kontrasterkennbarkeit
kg	Kilogramm
KM	Kontrastmittel

kV	Kilovolt
L	Scanlänge
LBW	Lean Body Weight
li	links
m	männlich
M., Mm.	Musculus, Musculi
mAs	Milliamperesekunde
MDCT	Multidetektor-Computertomographie
mg	Milligramm
mgr.	mittelgradig
MIP	Maximum Intensitäts Projektion
ml	Milliliter
mm	Millimeter
Mon	Monate
MPR	Multiplanare Reformation
MRA	Magnetresonanztomographische Angiographie
N	Rotation
NaCl	Natriumchlorid, Kochsalz
NAV	Nomina Anatomica Veterinaria
NEMA	National Electrical Manufacturers Comission
NMDA	N-Methyl-D-Aspartat
Osm	Osmolalität
p	Pitch Faktor
PACS	Picture Archiving and Communication Systems
R., Rr.	Ramus, Ramii
re	rechts
RI	Rekonstruktionsinkrement
ROI	Region of Interest
RT	Rotationszeit
s, sec	Sekunde

SC	Schichtkollimation
SSD	Shaded Surface Display
T	Scandauer
Tab.	Tabelle
TF	Tischvorschub
TOF-MRA	Time of flight MRA
Tr.	Truncus
V., Vv.	Vena, Venae
VK	Venenverweilkatheter
VRT	Volume Rendering Technique
W	Width
w	weiblich
z.B.	zum Beispiel

I. EINLEITUNG

Die Computertomographie wird als bildgebendes Verfahren in der Tiermedizin bisher insbesondere für onkologische, neurologische und orthopädische Patienten genutzt (Ohlerth und Scharf 2007). Indikationen zur gezielten computertomographischen Darstellung der Gefäße, der Computertomographischen Angiographie (CTA), stellen derzeit vor allem angeborene und erworbene Gefäßpathologien in Thorax und Abdomen dar (Joly et al. 2008, Pownder und Scrivani 2008, Tyner et al. 2011, Cuddy et al. 2013, Le Roux et al. 2013). Dazu zählen zum Beispiel häufig vorkommende Störungen der Leberversorgung, wie kongenitale Lebershunts oder arterioportale Fisteln (Zwingenberger et al. 2005a, Zwingenberger et al. 2005b, Yoon et al. 2011, Oui et al. 2013). Außerdem können die akquirierten Schnittbilder der CTA zur Beschreibung anatomischer Gegebenheiten, wie z.B. der Gefäßversorgung des kranialen Abdomens (De Rycke et al. 2013), des Herzens (Drees et al. 2014), der Leber (Zwingenberger und Schwarz 2004) oder des Pankreas (Cáceres et al. 2006) beim Hund genutzt werden. Avedillo et al. (2014) beschreiben die anatomischen Variationen im Gefäßsystem der Arteria (A.) iliaca interna beim Hundekadaver. Untersuchungen zur computergestützten, angiographischen Darstellung in der Peripherie fehlen bisher aber. Beim Hund sind vaskulär bedingte Erkrankungen der Hintergliedmaßen zwar selten, können aber gelegentlich klinische Probleme verursachen (Drost et al. 1999, Goncalves et al. 2008, Lake-Bakaar et al. 2012, Winter et al. 2012). Dabei gehen Thromben beim Hunden oft mit unspezifischen Symptomen wie einer Hinterhandschwäche oder Lahmheit einher. Primär steht dann oft nur die Abklärung orthopädischer oder neurologischer Ursachen im Vordergrund (Drost et al. 1999, Boswood et al. 2000, Cuddy et al. 2013). Mehrere Studien beschäftigten sich mit dem Auftreten solcher Thromben im Bereich der Aorta (Drost et al. 1999, Brofman und Thrall 2006, Lake-Bakaar et al. 2012, Winter et al. 2012), aber nur wenige berichten über Thromben im Bereich der Peripherie beim Hund (Buchanan et al. 1997, Sharpley et al. 2009). Das Auftreten solcher Thromben ist beim Hund meist mit anderen Erkrankungen, wie beispielsweise einem parasitären Befall, Hyperadrenocortizismus, Gerinnungsstörungen oder neoplastischen Erkrankungen vergesellschaftet (Frank et al. 1997, Boswood et al. 2000). Die Kenntnis über den physiologischen

Arterienverlauf stellt die Grundlage zur Beurteilung krankhafter Prozesse dar. Die CTA bietet sich dazu als schnelles und wenig invasives Verfahren zur Generierung von Schnittbildern für die Betrachtung der Gefäße an.

Ziel der Studie war es herauszufinden, welche in den Anatomiebüchern beschriebenen Arterien der Beckengliedmaße beim Hund retrospektiv in den CT-Aufnahmen zu erkennen sind und ob es Variationen in der arteriellen Gefäßversorgung der Hinterextremität, z.B. in Abhängigkeit von Rasse oder Größe, beim Hund gibt. Anhand topographischer Gesichtspunkte sollte eine normal-anatomische Beschreibung des Arterienverlaufes ab der Aufzweigung der A. iliaca externa bis hin zu den Pfoten am CT-Schnittbild erfolgen und ermittelt werden welche Parameter Einfluss auf die Erkennbarkeit der caninen Beckengliedmaßen-Arterien haben könnten. Als Grundlage für zukünftige angiographische Untersuchungen sollte neben der reinen Deskription auch eine Erhebung morphometrischer Referenzwerte erfolgen.

II. LITERATURÜBERSICHT

1. Grundlagen der Computertomographie

Bei der Computertomographie (CT) handelt es sich um eine Röntgentechnik, bei der ein fächerförmiger Röntgenstrahl den Patienten aus verschiedenen Richtungen abtastet. Die den Körper durchdringende Röntgenstrahlung wird von Detektoren erfasst. Durch mathematische Bildrekonstruktion wird die lokale Röntgenschwächung in jedem Voxel der Untersuchungsschicht zu sog. CT-Werten rekonstruiert. Diese werden anschließend als verschiedene Graustufen abgebildet (Prokop 2007b). Im Gegensatz zur konventionellen Röntgentechnik handelt es sich um ein Schnittbildverfahren, welches eine überlagerungsfreie Darstellung von Strukturen ermöglicht (Flohr 2011a). Den Grundstein für diese Technologie legte der österreichische Militärgeograf und Mathematikprofessor Johann Radon 1917, als er ein Rechenmodell entwarf, welches aus zweidimensionalen Projektionen dreidimensionale Objekte erstellen konnte (Bushberg 2002). Allen Cormack, ein südafrikanischer Physiker, veröffentlichte 1964 eine Methode zur Dichtemessung einzelner Punkte eines Objektes, indem er eine Röntgenröhre um ein Objekt rotieren ließ. Als Erfinder der Computertomographie gilt Sir Godfrey Hounsfield. Er entwickelte im Jahre 1968 den ersten mit Röntgenstrahlen arbeitenden Experimental-Scanner (Hounsfield 1973). Für ihre Pionierarbeit in der technischen Entwicklung der Computertomographie erhielten Hounsfield und Cormack 1979 den Medizin-Nobelpreis. Ende der 70er Jahre nahm die Computertomographie Einzug in die klinische Praxis und gilt heute als unverzichtbares bildgebendes Verfahren in der Humanmedizin.

1.1. Aufbau eines Computertomographen

Bei der Multidetektor-Computertomographie (MDCT) kommen verschiedene medizinische Techniken und Vorrichtungen in Zusammenhang mit moderner Computer-Software zum Einsatz. Zur Durchführung einer computertomographischen Untersuchung bilden grundsätzlich drei Systeme eine Einheit. Dazu zählen das Aufnahme-, Bedien- und Rechnersystem.

1.1.1. Aufnahmesystem

Eine Komponente des Aufnahmesystems stellt der höhenverstellbare *Patiententisch* (auch Patientenliege oder Couch genannt) dar. Er dient der Lagerung des Patienten und legt die z-Achse der zu untersuchenden Ebene fest. Zur Lagerungshilfe des Patienten stehen Schaumstoffkissen oder Wannen sowie Gurte für eine etwaige Fixierung und Stabilisierung auf dem Patiententisch, zur Verfügung. Über das Lichtvisier kann die Schichtposition des Patienten genau definiert werden. Des Weiteren beinhaltet das Aufnahmesystem den rotierenden *Röntgenstrahler* sowie das komplementäre *Detektorsystem*. Die Detektoren bestehen aus strahlenempfindlichen Materialien, wie beispielsweise Cadmium-Wolframat, die dazu dienen die absorbierten Röntgenstrahlen aufzunehmen und in sichtbares Licht umzuwandeln. Anschließend wird das sichtbare Licht von einer Silizium-Fotodiode detektiert und in elektrischen Strom umgesetzt (Flohr 2011b). Man unterscheidet verschiedene Arten von Detektoren. Bei den modernen Systemen können mehrere parallel angeordnete Detektoren gleichzeitig ausgelesen werden und ermöglichen so eine verkürzte Scandauer (MDCT). Bei den Röntgenröhren unterscheidet man konventionelle Drehanodenstrahler von Drehgehäusestrahlern. Bei Letztgenannten rotiert das komplette Gehäuse inkl. der Elektronen emittierenden Kathode um ein System aus Kühlflüssigkeit. Die Anode bildet die komplementäre Außenwand. Die effiziente Wärmeabfuhr ermöglicht eine höhere Scanfrequenz (Flohr 2011b). Sowohl das Detektorsystem als auch der Röntgengenerator befinden sich in der sog. *Gantry*. Sie besitzt eine zentrale, röhrenförmige Öffnung und kann, je nach Hersteller, aus der Senkrechten um ca. $\pm 30^\circ$ gekippt werden (Prokop 2007b).

1.1.2. Bediensystem

Der Scanner überliefert den akquirierten Datensatz an ein PC-Verarbeitungs-Modul, das sich in einem abgetrennten, strahlengeschützten Raum befindet. Der Untersucher steuert von dort aus über das Bedienpult und den Monitor alle Untersuchungsschritte (Laubenberger und Laubenberger 1999).

1.1.3. Rechnersystem

Unabdingbar für die Verarbeitung des enormen Datenvolumens sind leistungsstarke Rechner. Je nach Hersteller wird unterschiedliche Software zur Bildrekonstruktion und anschließender Datenspeicherung verwendet. Die Bildrekonstruktion erfolgt sobald der Rohdatensatz auf den PC übertragen wurde. Anschließend werden die Daten in digitalen Archiven, den sog. „Picture Archiving and Communication Systems“ (PACS) gespeichert.

1.2. Computertomographischer Untersuchungsgang

1.2.1. Patientenvorbereitung

Zur computertomographischen Untersuchung befinden sich die Patienten liegend auf dem Patiententisch. Beim Tier kann eine immobile Lagerung während der Untersuchung in aller Regel nicht sichergestellt werden. Daher ist in der Veterinärmedizin zur Untersuchung eine Vollnarkose des Patienten notwendig. Die narkotisierten Tiere werden mittels Schalen, Gurten oder Kissen auf dem Tisch in entsprechender Position fixiert. Die Patientenposition gibt die Lagerung des Patienten im Hinblick auf das Gerät wieder. Dabei sind die Lagerungen Kopf voran in Bauchlage, Kopf voran in Rückenlage, Füße voran in Bauchlage oder Füße voran in Rückenlage üblich. Diese Angaben sind im Patientenprotokoll nach dem DICOM Standard mit denen in Tabelle (Tab.) 1 aufgeführten Abkürzungen festgehalten (NEMA).

Tab. 1: Abkürzungen der Patientenpositionen im CT nach DICOM Standard.

Abkürzung	Englische Bezeichnung	Deutsche Bezeichnung
H-PR	Head first - prone	Kopf voran - Bauchlage
H-SP	Head first - supination	Kopf voran - Rückenlage
F-PR	Feet first - prone	Füße voran - Bauchlage
F-SP	Feet first – supination	Füße voran - Rückenlage

DICOM steht für „Digital Imaging and Communications in Medicine“ und stellt einen Standard für medizinische Bilddaten und Gerätschaften dar. Der Begriff entstand aus einer Zusammenkunft des „American College of Radiology“ (ACR) und der „National Electrical Manufacturers Association“ (NEMA), die nach einem allgemein gültigen und interoperablem Modus zur Bearbeitung und Betrachtung des Bildmaterials strebten und so 1985 die erste Version des „DICOM Standards“ auf den Weg brachten (Bidgood Jr und Horii 1992). Durch die Gründung des „DICOM Standard Komitees“ und die stetige Weiterentwicklung der digitalen Infrastruktur stellt DICOM heutzutage das am weitesten verbreitete und genutzte Format zur Betrachtung, Bearbeitung und zum Austausch medizinischer Bilddaten dar (Musta et al. 2008).

1.2.2. Bildaufnahme

Anhand verschiedener Akquisitions- und Rekonstruktionsparameter ist es möglich das Untersuchungsprotokoll vor der kontinuierlichen Bildaufnahme, dem „Scan“, anhand spezifischer Parameter anzupassen.

1.2.2.1. Akquisitionsparameter

Der *Röhrenstrom* wird zum Heizen der Kathode in der Röntgenröhre benötigt. Er wird meist als das Röhrenstrom-Zeit-Produkt in der Einheit von Milliamperesekunden (mAs) angegeben und dient als Maß für die emittierte Strahlungsenergie.

Die *Röhrenspannung* in Kilovolt (kVp) definiert die Spannung, die zur Beschleunigung der Elektronen zwischen Kathode und Anode angelegt wird.

Die *Schichtkollimation* (SC) bestimmt die Ortsauflösung in der z-Achse. Sie wird über die Kollimatoröffnungen eingestellt und in Millimeter (mm) angegeben. Je kleiner die verwendete Kollimation, desto höher ist die Auflösung (Stolzmann und Götti 2011).

Der *Tischvorschub* (TF) beschreibt den Tischvorschub pro Röhrenrotation in Millimetern, ist also der Weg, den das Objekt während einer 360°-Drehung der Gantry in axialer Richtung zurücklegt. Das Verhältnis von Tischvorschub pro Rotation (N) zur Schichtkollimation wird von der International Electrotechnical Commission (IEC) als *Pitch-Faktor* (p) definiert und bei den mehrzeiligen Geräten mit folgender Formel angegeben (Prokop 2007b):

$$p = TF / (N \times SC)$$

Ein höherer Pitch-Faktor kann, je nach ausgewählter Schichtkollimation, die Schichtweite sowohl erhöhen (Schichtkollimation bleibt konstant, Tischvorschub wird vergrößert) als auch vermindern (Tischvorschub bleibt konstant und die Schichtkollimation wird verringert).

Die *Rotationszeit* (RT) beschreibt die Dauer einer Röhrenumdrehung in Sekunden (s). Sie liegt bei den meisten modernen Scannern bei einer Sekunde, kann aber zwischen 0,5 s und 1,0 s variieren.

Die *Scandauer* (T) ist abhängig von der jeweiligen Röhrenleistung des Scanners und lässt sich aus der gewählten Detektoreinstellung, dem Pitch-Faktor, der Rotationszeit und der Scanlänge (L) wie folgt berechnen (Prokop 2007b):

$$T = L \times RT / (P \times N \times SC)$$

Nach Patientenregistrierung, Angabe der Patientenposition und ggf. Modifizierung des Untersuchungsprotokolles beginnt jeder Scan im CT mit der Erstellung eines Übersichtsbildes. Der Patiententisch fährt dazu bei statischer Röhren- und Detektorposition durch die Gantry und zeichnet dabei ein Bild auf, welches einer zweidimensionalen Röntgenaufnahme ähnelt. Je nach Gerätehersteller wird es unterschiedlich bezeichnet. Bei Geräten der Firma Siemens wird es das „Topogramm“ genannt. Der Untersucher hat die Möglichkeit sich dieses als dorsale oder seitliche Konfiguration anzeigen zu lassen und die zu untersuchende Region genauer zu bestimmen. Dem Topogramm schließt sich die Aufnahme der Schnittbilder an. Dabei wird die Patientenliege computergesteuert durch die Gantry gefahren, der Patient von den Röntgenstrahlen durchdrungen und damit ein transversaler Rohdatensatz erstellt. Je nach Fragestellung sind während oder nach dem Scan eine Kontrastmittelapplikation und weitere Sequenzen sinnvoll. Der Scan ist mit der Erstellung aller nötigen Rohdaten abgeschlossen. Der Datensatz kann im Anschluss computergestützt bearbeitet werden.

1.2.2.2. Rekonstruktionsparameter

Über das sog. *Rekonstruktionsinkrement* (RI) werden bei den Mehrzeilern die Schichtabstände zur Rekonstruktion aus dem Datensatz bestimmt. Wählt man ein kleineres Inkrement als die Schichtdicke erhält man überlappende Bilder. Das RI

wird standardmäßig in mm angegeben.

Bei der Rekonstruktion lässt sich zudem die *Schichtdicke* bestimmen. Limitationen ergeben sich dabei unter Umständen aus der Detektorkollimation des Gerätes (Stolzmann und Götti 2011). Ein Graustufenbild entsteht indem die Detektoren die Schwächung der auftreffenden Röntgenstrahlen messen. Über komplexe rechnerische Rekonstruktionsalgorithmen (sog. Faltungskerne) wird die Verteilung der Dichtewerte innerhalb der durchstrahlten Materie ermittelt. Es kommt zu einer quadratischen, gitternetzförmigen Anordnung der Körperscheibe, die sich aus vielen Einzelquadraten zusammensetzt. Solche Bildelemente bezeichnet man als Pixel. Werden diese zweidimensionalen Elemente mit der Schichtdicke multipliziert entsteht ein sog. Voxel, welches einem dreidimensionalen Volumen entspricht (Bushberg 2002, Prokop 2007c). Im CT-Bild werden die Schwächungswerte (μ -Werte) in *Hounsfield-Units* (HU) in Abhängigkeit zum Schwächungskoeffizienten von Wasser angegeben (Laubenberger und Laubenberger 1999).

$$HU = (\mu_{\text{Gewebe}} - \mu_{\text{Wasser}}) / \mu_{\text{Wasser}} * 1000$$

Über die HU von Luft (-1000 HU) und Wasser (0 HU) werden die Fixpunkte der Dichteskala definiert. Kompakter Knochen entspricht in etwa 400 HU und Fettgewebe entspricht in etwa -80 HU in der CT-Werteskala. Insgesamt reicht die Dichteskala nach Hounsfield von -1000 HU bis +3000 HU. Da die gesamte Dichteskala von ca. 4000 HU innerhalb eines Bildes das visuelle Unterscheidungsvermögen des Menschen übersteigt, wird nur ein begrenzter, variabler CT-Wertebereich, das sogenannte Fenster, dem gesamten Grauwerteumfang des Monitors zugeordnet (Labruière und Schwarz 2013). So ist es möglich jedem Bild, abhängig des diagnostisch relevanten Dichtebereiches, dynamisch ein bestimmtes *Fenster* bzw. eine *Fensterung* einzustellen. Dieses wird durch seine Weite (Width, W) und seine Lage (Center, C), bestimmt. In der Folge werden HU als Grauwerte codiert angezeigt, die sich innerhalb des eingestellten Fensterbereiches befinden. Die Werte, die sich außerhalb des Fensters befinden werden schwarz oder weiß dargestellt. Die Fensterweite legt dabei den Kontrast und die Fensterlage die Helligkeit fest. Grundsätzlich hängt die Einstellung der Fensterlage und -weite von der entsprechenden Untersuchungsregion und der Fragestellung ab. Gehirn und Weichteile benötigen beispielsweise eine geringe, Knochen hingegen eine große Fensterweite

(Laubenberger und Laubenberger 1999, Prokop 2007b). Für CT-Angiographische Studien wird in der Humanmedizin eine Fensterweite von ca. 500-700 HU und eine Lage von 80-200 HU empfohlen (Prokop 2007b, Schindera und Szücs-Farkas 2011).

Mittels der MDCT Technologie ist es nicht nur möglich die untersuchte Region als Schnittbild in der axialen Ebene zu betrachten, sondern mittels komplexer Bildrekonstruktionen auch ganze Volumen-Datensätze daraus zu rekonstruieren (Bertolini und Prokop 2011). Die Bildrekonstruktion beginnt mit der Definition des interessierenden Bildausschnittes, des sog. "Field of View" (FOV) (Prokop 2007). Dieser sollte nur die zu untersuchende Region begrenzen um die Bildqualität möglichst optimal zu halten. Folglich sollte er so klein wie möglich, aber so groß wie nötig gewählt werden.

1.2.3. Darstellungstechniken

1.2.3.1. Multiplanare Reformationen (MPR)

Multiplanare Reformationen (MPR) entstehen wenn axiale Bilder in beliebiger Ebene zu einem Datensatz umformatiert werden. Man unterscheidet, nach Übereinkunft des American College of Veterinary Radiology, grundsätzlich die drei Termini *transversal*, *dorsal* und *sagittal* für die Bezeichnung der Ebenen. Über Veränderungen der drei Standardebenen ist es zudem auch möglich oblique Ebenen darzustellen (Bertolini und Prokop 2011) oder durch eine erhöhte Schichtdicke eine Dickschicht-MPR (Slab MPR) zu erstellen. Dies führt dazu, dass die Bildqualität durch eine Rauschunterdrückung verbessert werden kann (Flohr 2011a). Des Weiteren sind auch gekrümmte, „Curved Planar Reformationen“ (CPRs), möglich, indem man Linien durch multiple Achsen des darzustellenden Volumens zieht.

1.2.3.2. Maximum-Intensitäts-Projektionen (MIP)

Bei der MIP handelt es sich um eine Volumendarstellungstechnik. Das zu rekonstruierende Volumen wird über das dichteste Voxel aus einem 3D-Volumen senkrecht zur Blickrichtung in ein zweidimensionales Bild projiziert. Diese Einstellung wird gerne in der Betrachtung der Gefäße nach einer CTA genutzt (Flohr 2011a). Zur besseren Veranschaulichung der Gefäße werden bei dieser Darstellungstechnik die knöchernen Strukturen aus dem Datenvolumen editiert.

1.2.3.3. Shaded Surface Display (SSD)

Dieses Verfahren entspricht einer Oberflächendarstellung, indem alle HU oberhalb eines bestimmten Schwellenwertes isoliert dargestellt werden. Über eine virtuelle Lichtquelle werden die Lichtschwächung und die Lichtreflexion berechnet. Dadurch entsteht der Eindruck eines dreidimensionalen Gebildes welches sich im Anschluss in multiplen Blickwinkeln betrachten lässt (Laubenberger und Laubenberger 1999, Lipson 2006, Prokop 2007c).

1.2.3.4. Volume Rendering Technique (VRT)

Eine Kombination aus Oberflächenrekonstruktion und MIP stellt die komplexe Volumenrekonstruktionstechnik (VRT) dar. Im Gegensatz zur MIP, bei der nur die Voxel mit den höchsten CT-Werten zur Bilderstellung genutzt werden, werden bei der VRT alle Voxel zur Bildberechnung herangezogen. Durch die Anwendung spezieller Opazitätskurven und Fensterungstechniken wird die Bilderscheinung bzw. Qualität bestimmt (Prokop 2007c, Bertolini und Prokop 2011). Im Anschluss ist zusätzlich eine farbliche Hinterlegung der dargestellten Objekte möglich.

1.2.4. Datenspeicherung

Die Speicherung des Bildmaterials gehört nach Berufsordnung zur sachgemäßen Dokumentation der tierärztlichen Tätigkeit. Die computertomographischen Bilddaten werden im DICOM Standard auf Servern im PACS oder auf anderen Datenträgern gespeichert (Tierärztlicher Bezirksverband).

2. Kontrastmittel

Kontrastmittel (KM) dienen dazu, durch eine Dichteanhebung (Enhancement) in bestimmten Geweben oder Organen, Unterschiede zwischen einzelnen Strukturen besser darzustellen (Gould et al. 1992, Almén 1995). Kontraste im Röntgenbild entstehen aufgrund der unterschiedlichen Röntgenabsorption der durchstrahlten Materie. Diese Absorption ist abhängig von der Ordnungszahl der in den Molekülen vorhandenen Atome, der Konzentration dieser Moleküle sowie der Schichtdicke des durchstrahlten Objekts (Speck 2013). Durch die Verabreichung des Kontrastmittels sollen pathologische Prozesse erkennbar und deren Ätiologie verständlicher gemacht werden. Mittels bestimmter Applikationsverfahren (siehe Kap. 2.3.) kann durch die intravenöse Kontrastmittelgabe eine deutliche Anreicherung in den Gefäßen und Geweben erreicht werden (Bae 2003).

2.1. Kontrastmittelklassen

Die ersten Kontrastmittel kamen 1923 zum Einsatz, waren aber noch mit einer hohen Toxizität und Letalität für den Patienten verbunden (Herrmann et al. 1998). Anhand ihrer verschiedenen physikochemischen Eigenschaften werden sie in positive und negative Kontrastmittel eingeteilt (Speck 2013). Bei den negativen Kontrastmitteln handelt es sich um Gase wie Luft und Kohlendioxid (Prokop und van der Molen 2007a). Bei den positiven Kontrastmitteln unterscheidet man iodhaltige von iodfreien Substanzen. Letztere sind oral zu verabreichende Lösungen, wie beispielsweise Bariumsulfat oder Paraffin, welche vorzugsweise zur Diagnostik von gastrointestinalen Erkrankungen zum Einsatz kommen. In der CTA kommen positive, iodhaltige Kontrastmittel zum Einsatz. Die Grundstruktur der intravenös zu verabreichenden Kontrastmittel besteht aus einem lipophilen Benzolring, der an den Positionen 2, 4 und 6 mit Iod substituiert ist. Unter ihnen unterscheidet man zwischen monomeren (ionisch bzw. nicht-ionisch) und dimeren (ionisch bzw. nicht-ionisch) Molekülen (Stacul 2001). Die ionischen, monomeren KM sind Salze, bestehend aus einem Kation (z.B. Methylglucosamin), einem Anion (Benzoessäurederivate) und drei Iodatomen. Da sie vier bis sieben Mal höher osmolar sind als das Plasma, werden sie als hoch-osmolare KM bezeichnet. Schließlich entstanden aus den ionischen Kontrastmitteln durch Entfernung der Carboxylgruppe die nicht-ionischen, monomeren Kontrastmittel (Abbildung (Abb.) 1).

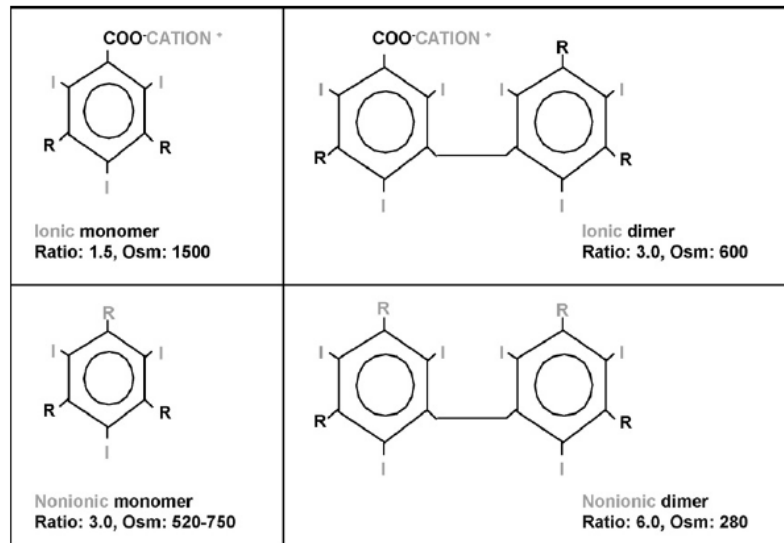


Abb. 1: Molekülstruktur der in der Computertomographie häufig eingesetzten Kontrastmittel; aus Jakobsen (2007).

Osm= Osmolalität, Ratio=Anzahl der Iodatome im Verhältnis zur Anzahl der KM-Partikel in einer idealen Lösung.

Links oben: Das ionische Monomer besteht aus einem dreifach iodiertem Benzolring mit einer ionisierten Carboxylgruppe und einem Kation. **Rechts oben:** Das ionische Dimer besteht aus zwei dreifach-iodierten Benzolringen und einer Carboxylgruppe. **Links unten:** Das nicht-ionische Monomer enthält im Gegensatz zum ionischen Monomer keine Carboxylgruppe, sondern besteht lediglich aus dem dreifach iodiertem Benzolring und mehreren Hydroxylgruppen. **Rechts unten:** Im nicht-ionischen Dimer verbinden sich zwei Monomere über eine Hydroxylgruppe miteinander.

Aufgrund der deutlich geringeren Osmolarität nähern sich die nicht-ionischen KM dem physiologischen Bereich im Blut an und sind deswegen mit deutlich weniger Nebenwirkungen verbunden (Almen 1985, Herrmann et al. 1998). Die nicht-ionischen, monomeren KM und die Gruppe der ionischen, dimeren KM gehören der Klasse der nieder-osmolaren KM an (Stacul 2001). Die Mehrzahl der verwendeten nicht-ionischen KM sind Monomere. Sie werden in der Regel besser toleriert als dimere KM, obwohl die dimeren KM nahezu isoosmolar sind. Aufgrund der hohen Viskosität müssen die dimeren KM vor Applikation auf 38-39°C gewärmt werden (Prokop und van der Molen 2007a). Tab. 2 zeigt eine Übersicht und Klassifikation häufig verwendeter Kontrastmittel.

Tab. 2: Übersicht und Klassifikation der häufig verwendeten KM; modifiziert aus Davidson et al. (2006), Jakobsen (2007).

Klassen	Osmolarität Gruppe	Wirkstoff	Struktur	Ionizität	Iodgehalt (mgI/ml)	Viskosität (mPa.s bei 37°C)	Osmolalität (mOsm/kg H ₂ O)
Nicht-ionische dimer	Iso- osmolar	Iodixanol	Dimer	Nicht-ionisch	320	11.1	290
Nicht-ionisch monomer	Nieder- osmolar	Iohexol	Monomer	Nicht-ionisch	300	6.1	640
					350	10.6	780
		Iomeprol	Monomer	Nicht-ionisch	300	4.5	521-609
					400	12.6	730
		Iopamidol	Monomer	Nicht-ionisch	300	4.5-4.7	616-680
					370	9.4-9.5	796-832
		Iopromide	Monomer	Nicht-ionisch	300	4.6	610-620
					370	9.5	774-780
		Ioversol	Monomer	Nicht-ionisch	300	5.0	630
					350	8.0-9.0	790
Ionisch dimer	Nieder- osmolar	Ioxaglate	Dimer	Ionisch	320	7.5	600
Ionisch monomer	Hoch- osmolar	Iothalamate	Monomer	Ionisch	400	4.5	2150-2300
					300	2.4	1270-1550
					370	8.3-9.1	1940-2140

2.2. Nebenwirkungen / Komplikationen

Grundsätzlich sollte ein Kontrastmittel bestimmte Anforderungen erfüllen. Dazu gehört insbesondere eine möglichst hohe Sicherheit für den Patienten, weshalb es durch die intravenöse Injektion zu keinen allergischen oder neurologischen Reaktionen und zu keinen Gewebsschädigungen kommen sollte (Jakobsen 2007). Ein möglichst physiologisches Verhalten gegenüber den hämodynamischen Gegebenheiten ist dabei erstrebenswert. Böhm et al. (2012) empfehlen in der Humanmedizin die Einteilung der auftretenden Nebenwirkungen durch die

intravenöse Kontrastmittelgabe in einem dreistufigen System nach

- klinischer Symptomatik und Schwere
- Zeitpunkt des Auftretens (akut oder verzögert)
- Pathogenese

So können Patienten mit Hypersensitivität von nicht-hypersensitiven Patienten differenziert und somit ihre individuellen Risiken besser abgeschätzt werden. Allem voran spielt dabei die Definition einer „Unverträglichkeit“, die von vielen Faktoren abhängt, eine große Rolle. Prokop und van der Molen (2007a) teilen sie in eine leichte (z.B. Übelkeit, Niesen, Hitzewallungen), moderate (z.B. leichter Blutdruckabfall, geringer Bronchospasmus) und eine schwere Reaktion (z.B. Blutdruckabfall unter 70 mmHg systolisch, Glottisödem, Arrhythmie) ein. Frühe Reaktionen auf das Kontrastmittel treten in der Regel innerhalb der ersten 20 Minuten nach Applikation auf und liegen bei einer Inzidenz von 2-4 % (Prokop und van der Molen 2007a). Katayama et al. (1990) untersuchten in einer landesweiten, humanmedizinischen Studie das Auftreten und die jeweiligen Häufigkeiten von Unverträglichkeitsreaktionen bei hoch-osmolaren ionischen und nieder-osmolaren, nicht-ionischen Kontrastmitteln in Japan. Die Verabreichung von ionischen KM war in 12,66 % mit Unverträglichkeitsreaktionen, die der nicht-ionischen hingegen nur mit 3,13 %, verbunden. Die schweren Unverträglichkeiten traten bei 0,22 % der Gesamtpopulation nach Applikation von ionischem und nur bei 0,04 % nach Applikation von nicht-ionischem KM auf. Den nicht-ionischen KM wird daher eine deutlich höhere Sicherheit zugeschrieben.

In Untersuchungen von Barone et al. (2002) mit 182 Hunden wurde nach Verwendung von Iohexol bei Myelographien in 21,4 % der Fälle ein generalisierter Anfall beobachtet. Dabei waren Hunde mit einem Gewicht über 20 kg 35,35 Mal häufiger betroffen, als leichte Hunde (da Costa et al. 2011). Zudem kam es bei cerebomedullärer Injektion des Iohexol häufiger zu einem epileptiformen Anfall verglichen mit einer lumbalen Injektion (Barone et al. 2002, da Costa et al. 2011). Scarabelli et al. (2015) untersuchten die kardiopulmonalen Effekte (Pulsfrequenz, mittlerer arterieller Blutdruck, Atemfrequenz) bei narkotisierten Hunden und Katzen abhängig vom Injektionszeitpunkt des Kontrastmittels. Dabei verwendeten sie die nicht-ionischen KM Iohexol bei

computertomographischen und Gadobutrol bei magnetresonanztomographischen Untersuchungen. Sie fanden heraus, dass schwere Nebenwirkungen nach intravenöser Kontrastmittelinjektion bei Hunden und Katzen nur selten auftreten. Ein Zusammenhang zwischen Alter, Rasse und Gewicht konnte dabei nicht eruiert werden. Pollard et al. (2008) konnten nach intravenöser Gabe von ionischem bzw. nicht-ionischem, iodierten KM sowie Gadobolinium-Dimeglumin beim anästhesierten Hund geringgradige Veränderungen in der Herzfrequenz und des Blutdruckes beobachten.

2.3. Kontrastmittelapplikation

Als Ziel der Kontrastmittelgabe beschreiben Hittmair et al. (1999) eine gleichbleibend hohe und auf die Zeit der CT-Messung beschränkte Gefäßkontrastierung. Diese „Plateauanfärbung“, welche die optimale Gefäßkontrastierung impliziert, wird durch folgende Parameter (Prokop und van der Molen 2007a) beeinflusst:

- Kontrastmittelvolumen (ml)
- Flussrate (ml/s)
- Kochsalzbolus (ml)
- Startdelay (s)
- Position X (Referenzregion für die Bolustriggerung)
- Konzentration Iod (mg Jod/ml)
- Osmolarität (osmol/l)
- Viskosität (kP)

Dabei spielen die ersten vier Faktoren die wichtigste Rolle bei der Applikation, wohingegen die letzten drei Parameter über die pharmakologische Formulierung des jeweiligen Kontrastmittels vorgegeben sind. Nach der Kontrastmittelgabe wird in der Regel ein Bolus an Kochsalz appliziert, um das KM zügig in den zentralen Kreislauf zu spülen. Die Position X stellt dabei das gewünschte Gebiet (z.B. Aorta abdominalis) zum Auslösen des Bolus-Tracking (siehe Kapitel 2.3.3.) dar. Der Startdelay ist die Zeit, die von Erreichen der gewünschten Zielkontrastierung (Triggerschwelle) bis zum Auslösen des Scans vergeht. Der Scandelay beträgt aus technischen Gründen (u.a. der Tischbewegungszeit von Triggerort bis Scanregion) mind. 2-9 s und kann bei Bedarf vor dem Start der Untersuchung manuell erhöht werden (Prokop und van der Molen 2007a). Die

Einflussfaktoren auf das Kontrastmittelanreicherungsverhalten werden im Kapitel 2.4.1. detailliert beschrieben. Um die Planung und Durchführung der kontrastmittelgestützten Computertomographie zu vereinfachen stehen verschiedene Techniken zur Verfügung. Im Folgenden soll auf drei Möglichkeiten näher eingegangen werden.

2.3.1. Standardbolusverfahren

Beim Standardbolusverfahren wird das Kontrastmittel mit einer konstanten Injektionsrate über eine bestimmte Zeitspanne appliziert und nach einer festgelegten Zeitverzögerung (sog. Scandelay) die Untersuchung gestartet. Da patientenindividuelle Kriterien, insbesondere Unterschiede in der Herz-Kreislauf-Situation, bei dieser Technik nur eingeschränkt berücksichtigt werden können, unterliegt die Gefäßkontrastierung hier häufig größeren Schwankungen (Hittmair et al. 1999). Daher werden heutzutage in der Regel das Testbolusverfahren oder das Bolus-Tracking bevorzugt.

2.3.2. Testbolusverfahren

Eine individuelle Anpassung des Scandelays, unabhängig von der Herz-Kreislaufsituation des Patienten, ermöglicht das sog. Testbolusverfahren. Dabei wird dem Patienten eine kleine Menge an Kontrastmittel (Testbolus) intravenös injiziert und anschließend die Zeit bis zur KM-Anflutung im Zielgebiet gemessen. Anhand dieser Messung ergibt sich die Scanverzögerung für den Hauptbolus an KM, der im Anschluss verabreicht wird (Van Hoe et al. 1995). Durch das Testbolusverfahren wird eine größere Menge an Kontrastmittel nötig und es kommt durch die Messaufnahmen für die genaue Detektion des arteriellen Plateaus zu einer erhöhten Strahlenbelastung für den Patienten (Hittmair et al. 1999). Der Vorteil in der Verabreichung eines Testbolus liegt in der besseren zeitlichen Planbarkeit, da die Zeit bis zum Erreichen der Schwellenwerte zum Teil erheblich variieren kann (11-32 s nach KM-Applikation). Diesem Umstand kann das Standardbolusverfahren nur schwer Rechnung tragen (Van Hoe et al. 1995).

2.3.3. Bolusoptimierte Dichtemessverfahren im CT

Derzeit werden zur CTA häufig spezielle Softwares (z.B. Care-Bolus, SmartPrep) zum sog. Bolus Tracking verwendet. Über die Kontrastmittelpumpe wird dabei nach Injektionsbeginn solange die Dichte in einem vordefinierten Gebiet, der „Region of Interest“ (ROI), anhand der HU gemessen bis ein bestimmter,

voreingestellter Schwellenwert erreicht ist und der helicale Scan automatisch gestartet wird (Prokop und van der Molen 2007a). Damit wird zwar die individuelle Kreislaufzeit berücksichtigt, im Vorfeld kann dadurch aber kein Einfluss auf die tatsächliche Höhe der Gefäßkontrastierung genommen werden. Humanmedizinische, wie auch tiermedizinische Studien sehen im Bolus-Tracking den Vorteil eines geringeren KM-Verbrauches und der besseren Planbarkeit zur Anreicherung im gewünschten Untersuchungsgebiet (Mai et al. 2013). Zudem konnte eine gleichmäßigere KM-Verteilung mittels Bolus-Tracking im Vergleich zum Testbolusverfahren festgestellt werden (Cademartiri et al. 2004).

2.4. Pharmakodynamik nach intravenöser Kontrastmittelapplikation

Nach intravenöser Applikation des Kontrastmittels in eine periphere Vene kommt das Blut-Kontrastmittelgemisch über die Vena (V.) cava im rechten Ventrikel des Herzens und anschließend im Lungenkreislauf an. Je nach Weite des Kapillarbettes kann es dort zur Verdünnung des Gemisches kommen (Kishimoto et al. 2008). Danach passiert das KM den linken Ventrikel und erreicht über die Aorta im weiteren Verlauf die Organe und die peripheren Arterien, um über das Kapillarbett in die drainierenden Venen zu gelangen. Von dort erreicht das kontrastierte Blut die V. cava bzw. das Leberparenchym und über die Portalvenen wieder den rechten Vorhof (Bae 2003). Kurz nachdem das KM die Aorta erreicht hat kommt es zu einer aortalen Plateauphase. Das Anreicherungsmuster einer bestimmten Untersuchungsregion nach intravenöser KM-Applikation aufgetragen in einer Zeit-Dichte-Kurve beschreibt die Bolus-Geometrie des Kontrastmittels. Optimalerweise steigt die Anreicherung des KM in der ROI möglichst schnell auf einen möglichst hohen HU-Wert (Peak) kurz bevor der helikale Scan beginnt. Während der Datenakquisition bleibt der Peak konstant (Plateauphase) bevor die KM-Anreicherung wieder vollständig absinkt (Abb. 2, links). Aufgrund individueller Unterschiede in der Herzkreislaufsituation und Rezirkulationseffekte weicht diese optimierte Darstellung einer tatsächlichen Zeit-Dichte-Kurve, wie in Abb. 2, rechts dargestellt, ab.

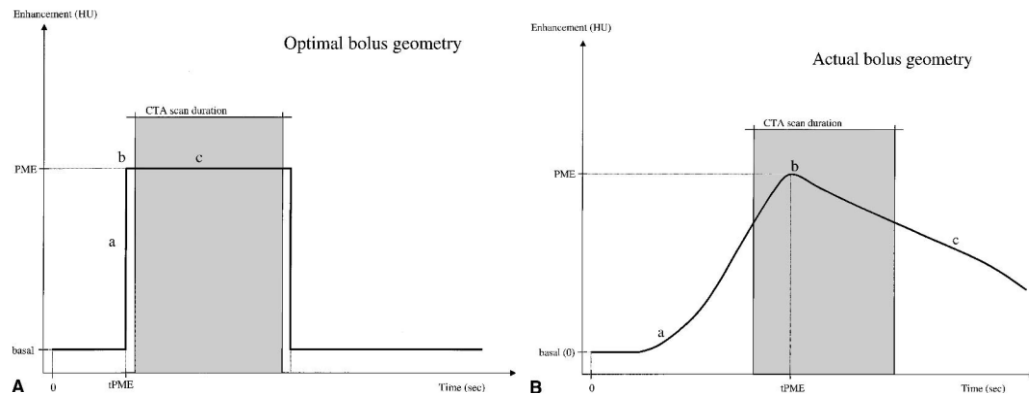


Abb. 2. Bolusgeometrie (Cademartiri et al. 2002).

Auf der x-Achse wird die Zeit aufgetragen. Die Zeit bis zum Erreichen der maximalen Anreicherung wird dabei mit t_{PME} angegeben. Die y-Achse stellt die KM-Anreicherung in HU dar. Der maximal erreichte Peak wird mit PME abgekürzt.

Links: Zeit-Dichte-Kurve eines optimalen KM-Bolus. Die Dichte steigt schnell (a) bis zum maximalen Peak (b), kurz bevor der Scan startet. Während der Aufnahmen bleibt die maximale Anreicherung auf dem Plateau erhalten (c) und sinkt erst nach Ende der Untersuchung schnell wieder vollständig auf den Ausgangswert (basal).

Rechts: Zeit-Dichte-Kurve eines KM-Bolus unter physiologischen Gegebenheiten. Es kommt zu einem langsameren Dichteanstieg. Der Scan beginnt kurz bevor der Peak erreicht ist. Es wird kein stetiges Plateau erreicht sondern die Dichte fällt nach dem Peak langsam ab.

2.4.1. Einflussfaktoren auf das Anreicherungsverhalten des KM bei der CTA

Nach Bae (2010) nehmen die drei Komponenten Patient, Kontrastmittel und die verwendete Technik Einfluss auf das Anreicherungsverhalten des Kontrastmittels (Tab. 3).

Tab. 3: Mögliche Einflussfaktoren auf das KM-Anreicherungsverhalten; modifiziert nach Bae (2010).

Patient	Herzkreislautsituation
	Alter
	Geschlecht
	Gewicht
Kontrastmittel	Pharmakologische Zusammensetzung
	Flussrate (ml/s)
	Volumen (ml/kg)
	Konzentration (mg Iod/ml)
	Injektionsmuster (monophasisch oder biphasisch)
CT-Technik	Kochsalzbolus (ml/kg und ml/s)
	Startdelay
	Röhrenspannung (kV)

2.4.1.1. Patientenindividuelle Faktoren

Die verschiedensten physiologischen und pathologischen Eigenschaften des Patienten können Einfluss auf das Anreicherungsverhalten des KM nehmen. Als wichtigste Komponenten werden beim Menschen dabei die Körpergröße bzw. das Körpergewicht sowie die kardiovaskuläre Zirkulation beschrieben (Arakawa et al. 2007, Bae 2010). Eine Berechnung der Kreislaufzeit (t) definierte Schad et al. (1981) über eine festgelegte Anzahl an Pulsschlägen pro Minute (n) und einer aktuell gemessenen Herzfrequenz (f) über die Formel $t = n \times 60 \times f^{-1}$. Puskas und Schuierer (1996) konnten hingegen keine Korrelation der Kreislaufzeitbestimmung zu den einfach messbaren Kreislaufparametern wie Pulsfrequenz, Blutdruck sowie Alter oder Körperoberfläche des Patienten

ausmachen, und empfehlen daher die Verabreichung eines Testbolus oder das Bolus Tracking zur genauen Bestimmung der Bolusankunftszeit beim Menschen. Die aortale Plateauphase korreliert mit der Herzaktion des Patienten und steigt je mehr KM verabreicht wird (Bae et al. 1998b, Prokop und van der Molen 2007a). Um den Einfluss verschiedener physiologischer Parameter des Patienten auf das KM-Anreicherungsverhalten in der Aorta und der Leber besser vorhersagen zu können, entwickelten Bae et al. (1998a) ein computergestütztes Kompartimentmodell. Über verschiedene mathematische Gleichungen sollten eine Zeitaussage und eine Beschreibung des Anreicherungsverhaltens des intravenös verabreichten, iodhaltigen KM in Aorta und Leber möglich sein. Dazu wurden drei verschiedene Protokolle entwickelt und die Zeit-Dichte-Kurven anhand dreier Patientengruppen empirisch festgehalten. Diesen wurden die Ergebnisse der simulierten Vorhersagen gegenübergestellt. Insbesondere die maximale Anreicherung in der Aorta ließ sich über dieses Modell gut vorhersagen. In Folgestudien wurden zudem der Einfluss einer verminderten Herzauswurfleistung (Bae et al. 1998b) sowie verschiedene Flussraten an KM (Bae et al. 1998c) auf das Anreicherungsverhalten bei Schweinen untersucht. Dabei zeigte sich bei einer verminderten Herzauswurfleistung ein signifikant höherer Peak in der aortalen Anreicherung. Gleichzeitig kommt es zu einer Verlängerung der Zeit bis Erreichen des Peaks, da der Bolus später in der Aorta ankommt. Ein weiteres mathematisches Modell zur Bestimmung und Optimierung der Kontrastmittel-Anflutungszeiten wurde von Fleischmann und Hittmair (1999) mittels der *Diskreten Fourier Transformation* entwickelt. Darauf basierend wurden die patientenindividuellen Kriterien als sog. „Black Box“, die KM-Applikation als „input“ und die arterielle Anreicherung als „output“ bezeichnet. Sie verwendeten dabei das Testbolusverfahren zur Bestimmung der „Patientenfunktion“ und konnten über eine biphasische KM-Injektion eine sehr gute Plateau-Anfärbung in der Aorta erzielen. Auch wenn die Anwendung solcher mathematischen Rechenmodelle vielversprechend ist, hat sie aufgrund möglicher Fehlerquellen und der geringen Praktikabilität noch keinen Einzug in den medizinischen Alltag gefunden (Hittmair et al. 1999).

Kormano et al. (1983) konnten beim Menschen eine lineare, inverse Korrelation zwischen dem Körpergewicht und der Kontrastmittelanreicherung in der Aorta feststellen. Neuere Studien konnten hingegen keine statistisch signifikante Korrelation zwischen der Kontrastmittelanreicherung und dem Gewicht (Puskas

und Schuierer 1996, Kirchner et al. 2000), bzw. der Körperoberfläche, dem Alter und dem Geschlecht zeigen (Platt et al. 1999, Kirchner et al. 2000).

2.4.1.2. Kontrastmittelbedingte Faktoren

Diverse human- und tiermedizinische Studien befassten sich bereits mit dem Einfluss des Kontrastmittelvolumens bzw. der Flussrate sowie der Iodkonzentration auf die Qualität des Dichteanstieges bei der computertomographischen Untersuchung (Gould et al. 1992, Bae et al. 1998c, Kishimoto et al. 2008).

Gould et al. (1992) verglichen die Gefäßanreicherung nach Bolusinjektion von Iodixanol-320 (nicht-ionisch, dimer) und Iohexol-350 (nicht-ionisch, monomer) bei Mischlingshunden. Dabei wurde festgestellt, dass eine höhere Iodkonzentration des Kontrastmittels mit einer besseren Gefäßdarstellung einhergeht. Dass höher konzentrierte Kontrastmittel zu einer besseren Kontrastierung führen, bewiesen auch die Untersuchungen von Engeroff et al. (2001). Dazu wurde die Kontrastierung der menschlichen Oberbauchorgane nach Verabreichung verschiedener Kontrastmittelkonzentrationen untersucht. Sie kamen zu dem Ergebnis, dass höher konzentriertes KM für die Darstellung parenchymatöser Oberbauchorgane in der arteriellen, nicht aber in der portalvenösen Phase überlegen ist. Einer intraindividuellen, humanmedizinischen Studie von Behrendt et al. (2009) zufolge kommt es hingegen bei identischer Iodapplikationsrate (1,5 g Jod/s) und gleicher Gesamtioddosis (300 mg Iod/kg Körpergewicht) bei Verwendung eines niedriger konzentrierten Kontrastmittels (300 mgI/ml) zu einer verbesserten Kontrastgebung im Vergleich zu den hochkonzentrierten Kontrastmitteln. Diese These wird auch durch Untersuchungen von Mahnken et al. (2012) gestützt. Kishimoto et al. (2008) verglichen unterschiedlich konzentrierte Kontrastmittel bei vier gesunden Beaglen. Dabei korrelierte eine schlechtere Kontrastierung mit der Verwendung von höher konzentriertem KM, was die Autoren auf ein höheres Residualvolumen in der Peripherie zurückführten.

Kishimoto et al. (2008) stellten zudem fest, dass bei der Anreicherung im Gefäßsystem die pharmakochemischen Eigenschaften eines KM, wie die Osmolarität und Viskosität eine erhebliche Rolle spielen. Ihren Aussagen zufolge kommt es bei höher osmolaren KM zu einer osmotischen Verdünnung beim

Übergang vom arteriellen zum venösen Kreislauf. Daher weisen sie im Vergleich zu niederosmolaren KM eine schlechtere Kontrastierung auf. Im Vergleich zwischen nicht-ionischen und ionischen Kontrastmitteln konnten Blomley et al. (1993) beim Menschen für die nicht-ionischen Kontrastmittel bessere Dichtekurven nach Bolusinjektion und eine bessere Verträglichkeit auch mit hohen Injektionsraten postulieren. Dies deckt sich auch mit den Aussagen von Kormano et al. (1983). Die pharmakochemischen Eigenschaften des Kontrastmittels sind somit, neben der Applikationsmethode und der Jodkonzentration, nicht zu vernachlässigen (Kishimoto et al. 2008).

Ein weiterer Faktor, der die Kontrastierung beeinflusst, ist die Flussrate mit der das KM appliziert wird. Je höher diese ist, desto schneller erfolgt die Anreicherung in der Aorta (Platt et al. 1999). Han et al. (2000) untersuchten bei zehn 15 kg schweren Hunden den Einfluss verschiedener Kontrastmittelvolumina, Flussraten und Konzentrationen auf die Zeit-Dichtekurven von Aorta, Leber und die Portalvene. Dabei nahm die maximale Kontrastierung in der Aorta bei erhöhten Flussraten zu. Gleichzeitig führt eine höhere Flussrate aber zu einer Verschmälerung der Plateauphase. Diese Verschmälerung ist auch bei höheren Pulsraten nachzuvollziehen (Claussen et al. 1984). Bei Flussraten über 2 ml/s ist laut Bae et al. (1998c) im Schweinmodell die Unterscheidung zwischen arterieller und venöser Phase besser möglich. Im Vergleich zwischen einer Flussrate von 6 ml/s bei einer Menge von 1,5 ml/kg KM und einer Flussrate von 3 ml/s bei einer verwendeten Menge von 2 ml/kg KM wurde in einer Untersuchung an drei Minipigs mit einer Flussrate von 6 ml/s ein 35 % höherer Peak in der Aorta erreicht (Garcia et al. 1999). Zur Berechnung der Flussraten ziehen Henninger und Pavlicek (2001) die Tiergröße sowie das zirkulierende Blutvolumen heran. So ergibt sich folgende Formel:

$$\text{Herzfrequenz} \times \text{Körpermasse} \times \% \text{ des regionalen Blutvolumens} / 60 = \text{ml/s}$$

Dazu wird im Bereich des Kopfes und des Halses von einem Blutvolumen von 2 %, im Brustbereich von 4 % und im Bauchbereich von 6 % ausgegangen. Je nach Herzfrequenz und Gewicht des Hundes wurden damit Injektionsgeschwindigkeiten von 0,2 – 3,5 ml/s ermittelt. Für einen mittelgroßen Hund wurde eine Flussrate von 1,5 – 2,0 ml/s verwendet (Henninger und Pavlicek 2001).

Die Verwendung eines höheren Kontrastmittelvolumens führt zu einer erhöhten maximalen Anreicherung in der Aorta, gleichzeitig steigt die Zeit bis es zum Peak kommt. Die aortale Zeit-Dichte-Kurve verschiebt sich somit nach rechts oben (Han et al. 2000). Zu geringe Volumina können ursächlich für eine ungenügende Kontrastierung sein, da es lediglich zur Formation eines kurzen Peaks, nicht aber zu einem Plateau kommt. Bei kurzer Scandauer kommt es demzufolge zu einer unzureichenden Kontrastierung (Prokop und van der Molen 2007a). Kontrastmittelvolumen und Flussrate stehen in unmittelbarem Zusammenhang miteinander, da ein höheres Volumen zwangsläufig zu einer längeren Injektionsdauer führt. Abb. 3 beschreibt vergleichend die Abhängigkeiten kurzer und längerer Injektionszeiten auf das Anreicherungsverhalten.

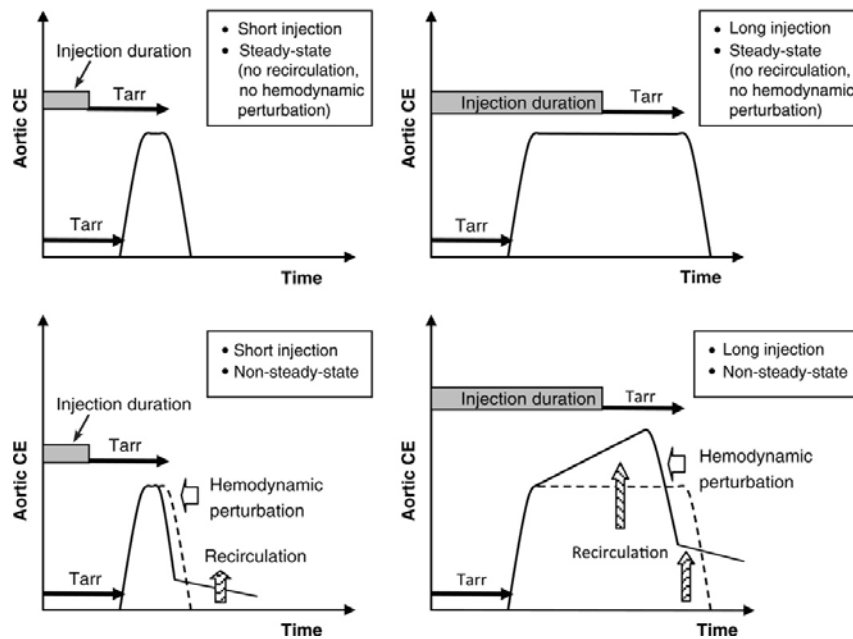


Abb. 3: Darstellung von Zeit-Dichte-Kurven der Aorta in Abhängigkeit verschiedener Injektionszeiten; aus Bae (2010).

Auf der y-Achse wird die Kontrastanreicherung der Aorta (CE) angezeigt; die x-Achse stellt die Zeit dar.

Obere Reihe: In einem Model ohne Rücksicht auf hämodynamische Gegebenheiten, wie der Rezirkulation des KM, kommt es nach KM-Applikation zu einem schnellen Anstieg des KM in der Aorta und einem nahezu horizontalen Plateau, welches umso länger ist je länger die Injektion dauert (oben rechts). T_{arr} beschreibt dabei die Anflutungszeit (arrival time) des KMs.

Untere Reihe: Beide Diagramme beschreiben die Abhängigkeiten zwischen Injektionsdauer, Rezirkulation und Erreichen des Peaks bzw. Formation des Plateaus. Durch die hämodynamischen Gegebenheiten ist kein steady-state mehr möglich, sondern es kommt zu einer Verschmälerung der Zeitkurve und dafür zu einer Erhöhung des Peaks. Bei längerer Injektionsdauer geht die Anflutungszeit über den aortalen Peak hinaus.

Da sich die Flussgeschwindigkeit des Kontrastmittels nach dem Übertritt vom Injektionsschlauch in die Vene verlangsamt, kommt es nach Bolusende zu einem Abfall des Aortenplateaus. Dies wird durch den sich anschließenden Kochsalzbolus zum Teil kompensiert bzw. hinausgezögert (Prokop und van der Molen 2007a) und daher wird vor allem bei arteriellen Untersuchungen nach der KM-Applikation ein Bolus von Kochsalz verabreicht. In Untersuchungen von Haage et al. (2000) wurden mit Verabreichung von 60 ml KM und einem anschließenden Kochsalzbolus von 30 ml dieselben Anreicherungs-effekte wie mit der alleinigen Applikation von 75 ml KM erreicht. Über den Kochsalzbolus ist es somit möglich bis zu 20 % an KM einzusparen. Zudem führt der Kochsalzbolus zu einer verlängerten Plateauphase und einer gleichmäßigeren Verteilung des KM in den Gefäßen (Lee et al. 2007).

Nicht nur der Injektionsdruck nimmt Einfluss auf das Anreicherungsverhalten, sondern auch die Methode mit der das KM verabreicht wird. Dabei unterscheidet man die monophasische von der diphasischen Injektion. Im Gegensatz zur monophasischen Applikation, bei der der KM-Bolus über eine konstante Zeit verabreicht wird, besteht die biphasische Applikation aus einer initial schnellen und sich anschließenden langsamen Phase, in der der Hauptbolus an KM verabreicht wird (Kock et al. 2007). Je nach Untersuchungsregion wird von einigen Autoren eine monophasische bzw. eine biphasische Injektion als vorteilhaft gesehen. Untersuchungen von Fleischmann et al. (2000) stellten beide Applikationsmethoden gegenüber und konnten mit der biphasischen Injektion im distalen Aufzweigungsbereich der Aorta in die Arteriae (Aa.) iliacae eine bessere und gleichmäßigere Anreicherung erzielen (Abb. 4). Baxa et al. (2013) erreichten ebenso gute Ergebnisse über eine biphasische Injektion, weil damit eine genaue Bestimmung der aorto-poplitealen Passagezeit beim Menschen möglich und demzufolge auch eine bessere Anreicherung in der Bein- CTA bei den Patienten erkennbar war.

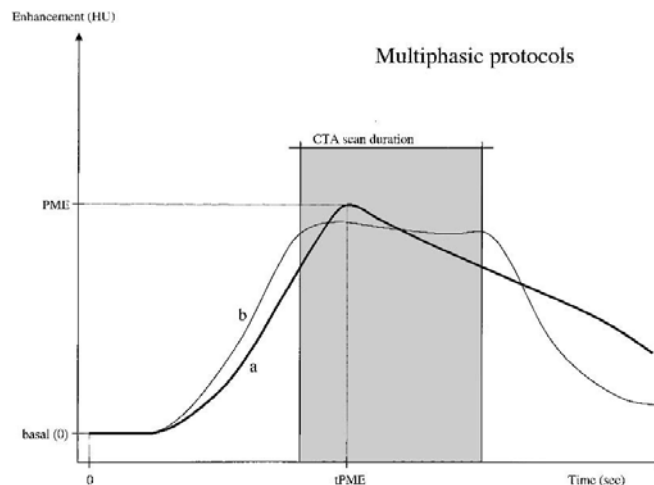


Abb. 4: Abhängigkeit einer monophasischen (*Kurve a*) und einer diphasischen (*Kurve b*) Kontrastmittelapplikation auf das Anreicherungsverhalten (Cademartiri et al. 2002). Auf der x-Achse wird die Zeit aufgetragen. Die Zeit bis zum Erreichen der maximalen Anreicherung wird dabei mit $tPME$ angegeben. Die y-Achse stellt die KM-Anreicherung in HU dar. Der maximal erreichte Peak wird mit PME abgekürzt. Kurve b zeigt eine homogenere Anreicherung und eine längere Plateauphase.

2.4.1.3. CT-Technik

Je geringer die Röhrenspannung, desto stärker zeigt sich der Kontrast nach KM-Verabreichung. Bae (2010) konnte feststellen, dass eine Steigerung von 1 mg Iod/ml bei einer Röhrenspannung von 120 kVp zu einer Kontraststeigerung von 24 HU führt. Eine geringe Röhrenspannung bei der CTA empfehlen auch Puskas und Schuierer (1996). Weniger Einfluss scheint der effektive Röhrenstrom auf die Bildqualität in der CTA zu haben. Bei einem Vergleich zwischen den Einstellungen von 50 mAs, 100 mAs und 130 mAs konnte kein Unterschied in der Erkennbarkeit der Arterien festgestellt werden (Fraiola et al. 2006). Die Einstellung des Scandelay spielt insbesondere dann eine Rolle, wenn kein Testbolus- bzw. Bolus-Tracking-Verfahren eingesetzt wird. In der Humanmedizin werden für periphere angiographische Untersuchungen Verzögerungszeiten von 25-30 s vorhergesagt (Cademartiri et al. 2002). In der Tiermedizin wird von der Anwendung von 10-30 s berichtet (Henninger und Pavlicek 2001, Prokop 2007). Bae (2010) empfiehlt die empirische Berechnung der Verzögerungszeit über die Zeit bis zum Erreichen des Peaks abzüglich der Hälfte der Scandauer.

3. In vivo Gefäßdarstellung - Alternativen zur CTA

3.1. Sonographie

Die sonographische Darstellung von Gefäßen hat sich in der Tiermedizin bereits zur Diagnosestellung verschiedenster Anomalien bzw. Erkrankungen bewährt. Insbesondere zur Untersuchung von Lebergefäßmissbildungen, z.B. intra- oder extrahepatische Shunts, kann der Ultraschall zur Detektion des pathologischen Gefäßverlaufes beitragen (Lamb 1996). Bei dem Verdacht auf Thrombosen größerer Gefäße wird der Ultraschall häufig, vor allem mit Hilfe des Doppler-Verfahrens, genutzt (Rogers et al. 2008). Je nach Alter des Blutgerinnsels kann die Untersuchung allerdings herausfordernd sein. Während sich ältere Thrombi im Ultraschall meist als echogene und heterogene Gebilde zeigen, sind die immaturen Thrombi oft von anechogener bis hypoechogener Erscheinung. Sie sind dann nur schwer vom physiologischen Blutvolumen abzugrenzen (Drost et al. 1999). Bei den modernen Geräten stehen, neben dem Doppler-Modus, weitere Einstellungstechniken (z.B. Speckle Reduction Imaging, Cross Beam) zur Verfügung, die die Erkennung spezifischer Gefäßalterationen vereinfachen können. Zudem gibt es die Möglichkeit der kontrastmittelverstärkten Sonographie. Dazu wird das Kontrastmittel intravenös über einen Bolus verabreicht. Die bessere Gefäßerkennbarkeit nach KM-Gabe im Ultraschall beruht dabei auf der Einbringung von Mikrobläschen, die der Größe eines Blutkörperchens entsprechen. Sie verbleiben vollständig im Gefäßlumen und reflektieren die Ultraschallwellen (Hornig et al. 2009). Die Vorteile der Sonographie liegen in einer relativ kurzen Untersuchungszeit sowie einem niedrigen apparativen und medikamentösen Aufwand. Zudem kann die Untersuchung häufig am wachen Patienten durchgeführt werden. Die Sonographie wird heutzutage bei angiographischen Fragestellungen oftmals von der Computertomographie abgelöst, da diese den Vorteil der überlagerungsfreien Darstellung und der Verfolgbarkeit der Gefäße in Beziehung zur Umgebung bietet (Kayhan et al. 2012).

3.2. Digitale Subtraktionsangiographie

Die digitale Subtraktionsangiographie (DSA) ist ein invasives Verfahren zur Darstellung der Gefäße. Sie gilt in der Humanmedizin als Goldstandard, wenn es um die Diagnostik von Atherosklerosen geht. Dabei wird sie, auch in der Tiermedizin, vor allem in Kontext mit therapeutischen Eingriffen, wie der Stentimplantation und Embolisation eingesetzt (Hagen 1997, Bushberg 2002, Weisse 2015). Über die digitale Subtraktionsangiographie ist es möglich das Lumen eines Gefäßes darzustellen, indem eine primär angefertigte, native Röntgenaufnahme über einen computerbasierten Algorithmus vom anschließenden Kontrastbild subtrahiert wird (Bushberg 2002). Das kontrastierte Röntgenbild entsteht nach intravenöser Platzierung eines Katheters, über welchen das KM verabreicht wird (Lackner et al. 1983). Damit sind im Anschluss die kontrastmittelgefüllten Gefäße im Verlauf dargestellt. Allerdings geht die Information zu den umliegenden Gewebestrukturen vollständig verloren was im Vergleich zur CTA und magnetresonanztomographischen Angiographie (MRA) als Nachteil zu werten ist (Hagen 1997). Ein weiterer wesentlicher Vorteil der CTA gegenüber der konventionellen Angiographie ist die Akquirierung des axialen Bilddatensatzes mit dem im Anschluss weitere Bearbeitungsmodi zur Verfügung stehen. Insbesondere bei der Untersuchung auf signifikante Stenosen im Beinbereich schnitt die CTA mit der Möglichkeit zur Nachverarbeitung in der Volume Rendering Technique im Vergleich zur DSA besser ab (Edwards et al. 2005). Martin et al. (2003) fanden zudem heraus, dass die CTA im Vergleich zur DSA insbesondere im Bereich der Wadengefäße eine bessere Sensitivität aufwies. Des Weiteren reicht bei der CTA in der Regel eine einmalige Gabe von Kontrastmittel aus und eine arterielle Punktion ist nicht nötig (Hittmair et al. 1999). Immer häufiger wird daher auch die DSA, aufgrund der mit der Untersuchung verbundenen Risiken, von den nichtinvasiven Verfahren wie CTA oder MRA abgelöst (Kock et al. 2005, Willmann et al. 2005, Keeling et al. 2010).

3.3. Magnetresonanztomographische Angiographie (MRA)

Zur magnetresonanztomographischen Darstellung der Gefäße können unterschiedliche Verfahren genutzt werden. Bei der sog. Time-of-Flight MRA (TOF-MRA) wird das frische, ungesättigte Blutvolumen signalreicher als die Umgebung abgebildet (Foltin et al. 2008). Voraussetzung für diese Darstellung ist die senkrechte Ausrichtung des Untersuchungsvolumens zur Blutflussrichtung. Limitationen der TOF-MRA ergeben sich bei langen Untersuchungsstrecken oder der Darstellung von kleinen Gefäßen. Ein weiteres Verfahren zur MRA stellt die Phasenkontrast-Angiographie dar. Auch sie beruht auf der schnelleren Bewegung des Blutes im Vergleich zur Umgebung und entsteht durch Phasenänderungen, die durch Gradientenimpulse hervorgerufen werden (Foltin et al. 2008, Nanz 2011). Bei der kontrastmittelgestützten MRA werden intravenös zu verabreichende, Gadolinium-haltige, paramagnetische Kontrastmittel verwendet. Das Blut stellt sich durch eine Verkürzung der Relaxationszeit hell dar (Nanz 2011). Sharpley et al. (2009) beschreiben die Vorteile dieses bildgebenden Verfahrens bei distalen Aortenthrombosen, welche in ihrer Studie bei vier Hunden chirurgisch bestätigt wurde. Über die MRA ist es, genauso wie über die CTA, möglich das gesamte Ausmaß des Thrombus in Bezug zu den anatomischen Gegebenheiten darzustellen. Reimer et al. (1997) stellten einen Methodenvergleich zwischen der MRA und der DSA bei der Gefäßdarstellung der unteren Extremität beim Menschen an. Mittels EKG-gesteuerten Phasenkontrastmethoden im Kernspintomographen konnten ihnen zufolge die besten Ergebnisse erzielt werden. Leibecke et al. (2006) fanden heraus, dass bei der CTA eine etwas erhöhte Nachbearbeitungszeit des Bilddatensatzes nötig sei; stellten die MRA und die CTA zusammenfassend aber als gleichwertige Alternativen zur DSA dar. Bei der Beurteilung peripherer arterieller Erkrankungen sprechen Ouwendijk et al. (2005) in einer humanmedizinischen Vergleichsstudie zwischen CTA und MRA der kontrastmittelgestützten, computertomographischen Untersuchung die Vorteile einer geringeren Untersuchungszeit, besserer klinischer Voraussagen und weniger Kosten zu. Sie empfehlen daher die CTA als Diagnostikum der Wahl zur Beurteilung peripherer Gefäße.

4. Gefäßanatomie

4.1. Bau von Arterien

Histogenetisch entwickeln sich Blutgefäße aus Mesenchymzellen. Diese differenzieren sich weiter zu Hämocytyblasten (Blutbildungszellen) und Angioblasten (Gefäßbildungszellen). Zwischen den beiden Zelltypen kommt es zur Ausbildung von Spalträumen, welche im weiteren Verlauf das Gefäßlumen darstellen. Die Angioblasten werden zu Endothelzellen und stellen damit im Entwicklungszyklus die erste richtige Gefäßwand dar. Durch Verbindung mehrerer solcher Angiothelrohre kommt es zur weiteren Vernetzung und Vergrößerung des Gefäßsystems (Schnorr und Kressin 2011). Im großen Körperkreislauf dienen die Arterien dazu sämtliche Organe und Gewebe des Körpers mit sauerstoffreichem Blut zu versorgen. Grundsätzlich unterscheidet man, je nach Dehnbarkeit der Arterien, zwischen Arterien vom *elastischen Typ* und Arterien vom *muskulösen Typ* (Nickel et al. 2005). Bis auf die Gefäße in der terminalen Strombahn bestehen alle Arterienwände aus drei Schichten. Die luminalste Schicht ist die sog. *Tunica intima*. Sie wird teilweise auch als *Tunica interna* bezeichnet (Gille 2005) und besteht aus der Lamina endothelialis, dem aus kollagenem Bindegewebe bestehendem Stratum subendotheliale und der Membrana elastica interna (Hees 2012). Die sich nach außen anschließende Schicht, die sog. *Tunica media* besteht aus elastischen Fasern und Membranen. Bei den Arterien vom elastischen Typ ist der Gehalt der Media an solchen dehnbaren, elastischen Fasern besonders hoch. Zu den elastischen Arterien zählen die herznahen Gefäße, wie beispielsweise die Aorta oder der Truncus pulmonalis. Die Tunica media der Arterien vom muskulösen Typ besteht dahingehend vorwiegend aus glatter Muskulatur (Nickel et al. 2005, Hees 2012). Nach außen bildet die aus elastischem Fasergewebe bestehende *Tunica externa* die dritte Schicht. Die Arterien verzweigen sich im weiteren peripheren Verlauf zu Arteriolen, um dann als Kapillaren mit einer Größe zwischen 6-30 µm den Stoffwechselaustausch in der terminalen Strombahn zu bewerkstelligen (Hees 2012). Orsi et al. (2004) untersuchten in ihrer Studie den Wandaufbau der thorakalen (ascendens und descendens) und abdominalen Aorta beim Hund mittels Licht- bzw. Elektronenmikroskopie und konnten feststellen, dass die Tunica media insgesamt die dickste Schicht darstellte, ihr Anteil an elastischen Fasern und damit auch ihre Gesamtdicke aber von thorakal nach

abdominal hin kontinuierlich abnimmt.

4.2. Arterien der Beckengliedmaße

Die arterielle Versorgung der hinteren Extremität beginnt ab der Aufteilung der Aorta abdominalis in die paarige A. iliaca interna und die paarige A. iliaca externa (Abraham 2013).

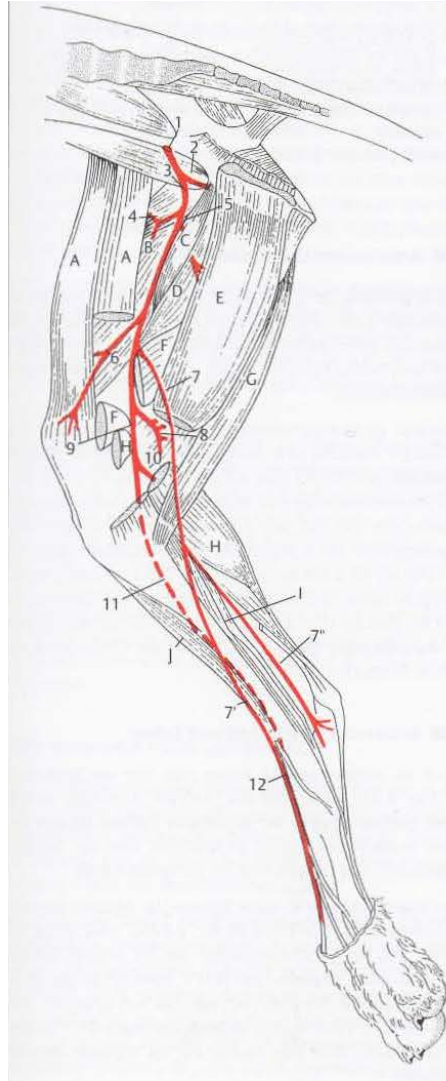


Abb. 5: Schematische Darstellung der Hintergliedmaßenarterien beim Hund, Medialansicht; aus Gille (2005).

1 A. iliaca externa, 2 A. profunda femoris, 3 A. femoralis,
 4 A. circumflexa femoris lateralis, 5 A. caudalis femoris proximalis,
 6 A. genus descendens, 7 A. saphena, 7' R. cranialis, 7'' R. caudalis,
 8 A. caudalis femoris distalis, 9 A. poplitea, 10 A. tibialis caudalis,
 11 A. tibialis cranialis, 12 A. dorsalis pedis, A M. sartorius (Zwischenstück der Pars caudalis entfernt), B M. quadriceps femoris, C M. pectineus, D M. adductor, E M. gracilis, F M. semimembranosus (Ansatz des kranialen Teils durchtrennt und nach kranial verlagert), G M. semitendinosus, H Caput mediale des M. gastrocnemius (Ursprung durchtrennt und nach kranial verlagert), I Mm. flexores digitorum profundi, J M. tibialis cranialis

4.2.1. A. iliaca externa

Die A. iliaca externa ist der größte Abgang der abdominalen Aorta. Als doppelt angelegtes Gefäß entspringt sie bilateral aus der Aorta auf Höhe des sechsten oder siebten Lendenwirbels und zieht dann caudoventral. Aus der A. iliaca externa kann die A. abdominalis caudalis entspringen (Abraham 2013). Waibl und Wilkens (2005) beschreiben beim Fleischfresser die A. abdominalis caudalis als konstanten Abgang aus der A. iliaca externa. Neben der A. abdominalis caudalis nehmen noch die A. circumflexa femoris medialis und die A. profunda femoris ihren Ursprung aus der A. iliaca externa.

4.2.1.1. A. profunda femoris

Die A. profunda femoris ist ein Abgang aus der A. iliaca externa. Sie liegt zur einen Hälfte im Bauchraum, zur anderen Hälfte verläuft sie bereits außerhalb des Leistenspaltes im Bereich des Oberschenkels. Intraabdominal geht aus ihr der kurze Truncus pudendoepigastricus ab. Nach dem Durchtritt durch die Lacuna vasorum gibt die A. profunda femoris kleinere Äste zur Versorgung des Musculus (M.) levator ani und lateral an den M. iliopsoas ab (Abraham 2013). Waibl und Wilkens (2005) beschreiben den weiteren Verlauf dieses Gefäßes zwischen dem M. iliopsoas und dem M. pectineus um im Bereich der Adduktorengruppe die A. circumflexa femoris medialis abzugeben. Abraham (2013) und Gille (2005) bezeichnen die A. circumflexa femoris medialis nicht als Abgang aus der A. profunda femoris, sondern als ihre Fortsetzung in Richtung des M. quadriceps. Sowohl Abraham (2013), als auch Budras und Mülling (2012) berichten von einer Anastomose zur A. circumflexa femoris lateralis im Bereich des M. obturatorius externus.

Truncus pudendoepigastricus

Der kurze Tr. pudendoepigastricus geht, intraabdominal gelegen, aus der A. profunda femoris hervor und teilt sich in die A. epigastrica caudalis und in die A. pudenda externa (Waibl und Wilkens 2005). Nach Angaben von Abraham (2013) ist er in seltenen Fällen gar nicht nachvollziehbar. Dann entspringen die A. pudenda externa und die A. epigastrica caudalis direkt aus der A. profunda femoris.

A. epigastrica caudalis

Die A. epigastrica caudalis geht aus dem Tr. pudendoepigastricus hervor. Sie verläuft cranial um im Bereich des M. rectus abdominis zum Liegen zu kommen.

Zusätzlich dient sie der Versorgung des M. obliquus internus (Waibl und Wilkens 2005). Auf Höhe des Überganges vom kranialen zum mittleren Teil des Muskels verbindet sich die A. epigastrica caudalis schließlich mit der A. epigastrica cranialis (Waibl und Wilkens 2005, Abraham 2013).

A. pudenda externa

Die A. pudenda externa geht aus dem ventralen Ende des Tr. pudendoepigastricus hervor. Sie verlässt die Bauchhöhle indem sie aus dem oberflächlichen Inguinalspalt austritt und anschließend im kranialen Bereich des M. gracilis den schmalen Ramus labialis ventralis bei weiblichen bzw. den Ramus scrotalis ventralis bei männlichen Tieren abgibt (Waibl und Wilkens 2005, Abraham 2013). Die A. pudenda externa wird im weiteren Verlauf zur A. epigastrica caudalis superficialis.

Ramus labialis ventralis bzw. Ramus scrotalis ventralis

Der R. labialis ventralis beim weiblichen und der R. scrotalis ventralis beim männlichen Tier entspringt der A. pudenda externa. Er verläuft ventral im Bereich der Rektusscheide und endet schließlich im Bereich der Vulva oder dem Skrotum (Waibl und Wilkens 2005, Abraham 2013). Bei männlichen Tieren ist der R. scrotalis ventralis als sehr kleines, schmales Gefäß oder gar nicht ausgebildet.

A. cremasterica

Die beim männlichen Tier der Versorgung des M. cremaster dienende A. cremasterica entspringt entweder aus der A. pudenda externa (Abraham 2013) oder direkt aus dem Truncus pudendoepigastricus (Waibl und Wilkens 2005).

A. epigastrica caudalis superficialis

Die A. epigastrica caudalis superficialis nimmt ihren Ursprung aus der A. profunda femoris und unterscheidet sich, laut Abraham (2013), in Größe und Verlauf bei den verschiedenen Geschlechtern. So wird beschrieben, dass es sich beim weiblichen Tier um die größte Arterie der Bauchwand handeln kann, wohingegen die A. epigastrica caudalis superficialis beim Rüden, meist nur schmal ausgebildet, der Versorgung des Präputiums sowie des oberflächlichen Ln. inguinalis, der Faszie, des umliegenden Fettes und der Haut dient. Typischerweise endet das Gefäß bevor der Nabel erreicht wird. Bei weiblichen Tieren korreliert die Dicke der Arterie in der Regel mit der Ausprägung der zu versorgenden Milchleiste. In ihrem weiteren Verlauf gibt sie mehrere Rami mammarii zur Versorgung der Milchleiste ab und teilt sich subkutan in

mehrere Äste im Drüsengewebe rund um die Zitze auf. Zudem wird das Vorkommen von Anastomosen zwischen diesen Aufzweigungen und der A. epigastrica cranialis superficialis beschrieben (Abraham 2013).

4.2.1.2. A. circumflexa femoris medialis

Die A. circumflexa femoris medialis stellt die Fortführung der A. profunda femoris nach Austritt aus dem Leistenspalt dar. Sie entlässt Äste zur Versorgung des M. iliopsoas, des M. vastus lateralis und der Adduktorengruppe (Budras und Mülling 2012) zwischen welcher sie verläuft. Die A. circumflexa medialis gibt in ihrem Verlauf einen Ramus obturatorius, Ramus ascendens, Ramus acetabularis, Ramus transversus und einen Ramus profundus ab. Waibl und Wilkens (2005) legen dar, dass die Nomenklatur der Arterie aus der Humanmedizin übernommen wurde, in welcher das Gefäß die Hauptversorgung der kaudalen Oberschenkelmuskulatur übernimmt und somit kräftig ausgebildet ist. Beim Tier ist dieses Gefäß nur beim Fleischfresser stärker ausgeprägt. Die A. circumflexa femoris medialis stellt einer Studie von Parouti (1962) zufolge die Hauptversorgung des Femurs dar. Dies bestätigen auch Cuthbertson und Gilfillan (1964), die die A. circumflexa femoris medialis in 78 % der Fälle als nutritives Gefäß zur Versorgung des caninen Oberschenkelknochens detektieren konnten.

Ramus obturatorius der A. circumflexa femoris medialis

Der R. obturatorius entspringt aus der A. circumflexa medialis und verläuft Richtung Foramen obturatorium, durch welches er hindurchzieht. Danach gibt er Äste an den M. levator ani, den M. coccygeus und an den M. obturatorius externus ab, bevor er im M. obturatorius internus endet (Abraham 2013).

Ramus ascendens der A. circumflexa femoris medialis

Der R. ascendens kommt ebenso aus der A. circumflexa femoris medialis und dient der Versorgung des M. adductor sowie des M. quadratus femoris, M. pectineus, M. obturatorius externus und verzweigt sich im M. semimembranosus.

Ramus acetabularis der A. circumflexa femoris medialis

Der R. acetabularis nimmt seinen Ursprung aus der A. circumflexa femoris medialis und liegt im Bereich des Hüftgelenkes. Dort ist er vor allem für die Versorgung der umliegenden Kapselstrukturen und die

Versorgung des Oberschenkelkopfes zuständig (Waibl und Wilkens 2005, Abraham 2013).

Ramus transversus der A. circumflexa femoris medialis

Der R. transversus kommt aus der A. circumflexa femoris medialis. Er dringt in den M. semimembranosus ein und anastomosiert dort mit der A. glutea caudalis. Er zieht distal bis zur Kniekehle und stellt damit, zusammen mit den Aa. caudales femores, die Hauptversorgung der hinteren Oberschenkelmuskulatur dar. Waibl und Wilkens (2005) empfehlen daher im distalen Verlauf die Bezeichnung als R. descendens.

Ramus profundus der A. circumflexa femoris medialis

Der R. profundus verläuft distal im Bereich der Adduktoren. Als Endast der A. circumflexa femoris medialis zieht er weiter und kommt kaudal des Femurs zwischen dem M. obturatorius externus und dem M. quadriceps zum Liegen um schließlich mit der A. circumflexa femoris lateralis zu anastomosieren (Waibl und Wilkens 2005, Abraham 2013).

4.2.1.3. A. abdominalis caudalis

Die A. abdominalis caudalis kann ihren Ursprung nach Abraham (2013) sowohl aus der A. iliaca externa, als auch aus der A. profunda femoris, dem Tr. pudendoepigastricus oder der A. epigastrica caudalis haben. Waibl und Wilkens (2005) beschreiben hingegen die Variation des Ursprunges beim Hund entweder aus der A. iliaca externa oder gelegentlich auch aus dem Tr. pudendoepigastricus. Im Bereich der Lacuna vasorum verläuft die A. abdominalis caudalis in Richtung der Bauchmuskulatur um sich im M. obliquus internus in dorsale und ventrale kleinere Gefäße aufzuzweigen. Ebenso werden Äste zur Versorgung des M. transversus und des externen schrägen Bauchmuskels (M. obliquus externus) abgegeben. Nach Erreichen des M. rectus abdominis anastomosieren ventrale Abzweige der A. abdominalis caudalis mit der A. epigastrica caudalis (Waibl und Wilkens 2005, Abraham 2013).

4.2.2. A. femoralis

Die große und kräftige A. femoralis stellt die Fortsetzung der A. iliaca externa ab dem Austritt aus dem Leistenspalt dar. Sie dient der Versorgung des Oberschenkels und gibt dazu mehrere Gefäßzweige zur Versorgung ab (Gille 2005, Waibl und Wilkens 2005, Budras und Mülling 2012, Abraham 2013). Dazu zählen in der Regel die A. circumflexa ilium superficialis, die A. circumflexa femoris lateralis, die A. caudalis femoris proximalis, die A. saphena, die A. genus descendens, die A. caudalis femoris media sowie die A. caudalis femoris distalis.

4.2.2.1. A. circumflexa ilium superficialis

Bei der A. circumflexa ilium superficialis handelt es sich um ein kleines Gefäß, welches aus der A. femoralis entspringt und dorsokranial in Richtung des M. rectus femoris zieht, um schließlich den M. tensor fascia latae und den M. sartorius zu versorgen und hier zu enden. In einigen Fällen entspringt die A. circumflexa ilium superficialis auch erst aus der A. circumflexa femoris lateralis (Budras und Mülling 2012, Abraham 2013).

4.2.2.2. A. circumflexa femoris lateralis

Die A. circumflexa femoris lateralis entspringt circa 5 mm caudolateral der Bauchwand aus der A. femoralis. Sie gibt einen kleinen Ast zur Versorgung des M. iliopsoas auf Höhe der Insertion am Trochanter minor ab. Ein weiterer kleiner Abzweig dient der Versorgung des kaudalen Anteils des M. tensor fascia latae. Im weiteren Verlauf zieht sie zwischen dem M. rectus femoris und dem M. vastus medialis nach lateral und verzweigt sich anschließend im M. quadriceps (Gille 2005). Es werden, neben diversen Ramii musculares, die in Anzahl und Verlauf stark variieren, drei aus der A. circumflexa femoris lateralis entspringende benannte, Ramii beschrieben (Waibl und Wilkens 2005, Abraham 2013).

Ramus ascendens der A. circumflexa femoris lateralis

Der R. ascendens entspringt als erster Ast aus der A. circumflexa femoris lateralis und gibt mehrere kleinere Gefäße zur Versorgung des Hüftgelenkes ab. Im weiteren Verlauf versorgt er den Ansatz des M. gluteus medialis, den M. tensor fascia latae sowie den M. iliopsoas (Waibl und Wilkens 2005, Abraham 2013).

Ramus transversus der A. circumflexa femoris lateralis

Der R. transversus ist nur schwach und zieht nach seinem Abgang aus der A. circumflexa femoris lateralis lateral in die proximalen Muskelbäuche des M. quadriceps femoris (Waibl und Wilkens 2005, Abraham 2013).

Ramus descendens der A. circumflexa femoris lateralis

Der R. descendens kommt aus der A. circumflexa femoris lateralis und dient der Versorgung des M. rectus femoris, der Musculi (Mm.) vasti und des M. tensor fasciae latae. Er stellt die arterielle Hauptversorgung des M. quadriceps femoris beim Hund dar. Oft kommt es zu einer Verbindung des R. descendens mit der A. circumflexa femoris medialis in Form einer Anastomose (Waibl und Wilkens 2005, Abraham 2013).

4.2.2.3. A. caudalis femoris proximalis

Die A. caudalis femoris proximalis geht entweder kurz vor Abgang der A. saphena oder auf gleicher Höhe mit ihr kaudal aus der A. femoralis hervor und kreuzt in ihrem Verlauf den Ursprung des M. pectineus und die Mm. adductores. Auf Höhe des Überganges vom kranialen zum mittleren Drittel tritt die Arterie in den M. gracilis (Waibl und Wilkens 2005, Abraham 2013) ein. Nach Abraham (2013) werden zudem drei unspezifische Muskeläste der A. caudalis femoris proximalis zur Versorgung der umgebenden Muskulatur beschrieben bevor sich die A. femoralis lateral im Bereich des M. semimembranosus weiter fortführt.

4.2.2.4. A. saphena

Die A. saphena entspringt mit einem Durchmesser kleiner als 1 mm, medial aus der A. femoralis bevor diese von der Oberfläche in die Tiefe des M. semimembranosus zieht (Abraham 2013). Distal der Tibiakondylen bzw. im Ansatzbereich des M. gracilis teilt sich die A. saphena in den schmaleren R. cranialis und den stärkeren R. caudalis (Waibl und Wilkens 2005, Budras und Mülling 2012). Bevor sich die A. saphena in die zwei Ramii aufteilt gibt sie manchmal noch einen R. articularis genus ab.

Ramus articularis genus der A. saphena

Abraham (2013) beschreiben einen einzelnen oder einen doppelt angelegten R. articularis genus, der bei manchen Hunden aus der A. saphena im medialen Bereich des Kniegelenkes hervorgeht und dort der Versorgung medialer

Gelenkscapselstrukturen dient.

Ramus cranialis der A. saphena

Der R. cranialis zieht distokranial auf die Medialseite des M. tibialis cranialis. Im weiteren Verlauf überquert er, nach wie vor oberflächlich gelegen, die Tarsalgelenksbeuge und endet dorsal im proximalen Metatarsus. Der R. cranialis ist im Bereich des Fußrückens Ursprung für die Arteriae (Aa). digitales dorsales communes I-IV (Waibl und Wilkens 2005, Budras und Mülling 2012).

Aa. digitales dorsales communes I-IV

Die Aa. digitales dorsales communes I-IV entspringen aus dem R. cranialis der A. saphena. Sie nehmen die dorsalen Metatarsalarterien auf und entlassen nach Verbindung mit den Aa. interdigitales die Aa. digitales dorsales propriae (Waibl und Wilkens 2005).

Ramus caudalis der A. saphena

Der R. caudalis stellt im Prinzip die Fortführung der A. saphena nach Abgang des schwächeren R. cranialis dar (Abraham 2013). Der R. caudalis verläuft medial im Bereich des M. gastrocnemius weiter distal um sich auf Höhe des Tarsalgelenkes in die A. plantaris lateralis und medialis aufzuzweigen.

A. plantaris lateralis

Aus der A. plantaris lateralis geht mit dem Entsenden eines R. profundus der Arcus plantaris profundus hervor.

Ramus profundus der A. plantaris lateralis

Die beiden Ramii (Rr.) profundi der lateralen und der medialen A. plantaris sind an der Formation des Arcus plantaris profundus beteiligt. Aus ihm gehen die Aa. metatarseae plantares II-IV hervor (Budras und Mülling 2012).

A. plantaris medialis

Die A. plantaris medialis gibt die Aa. digitales plantares communes II-IV ab (Budras und Mülling 2012).

Ramus profundus der A. plantaris medialis

Die beiden Ramii profundi der lateralen und der medialen A. plantaris sind an der Formation des Arcus plantaris profundus beteiligt. Aus ihm gehen die Aa. metatarseae plantares II-IV hervor (Budras und Mülling 2012).

Ramus superficialis der A. plantaris medialis

Der R. superficialis, der nur beim Fleischfresser singulär und meist nur schwach angelegt ist, bildet gemeinsam mit dem sich oberflächlich fortsetzendem R. caudalis der A. saphena den Ursprung für die Aa digitales plantares communes II-IV (Budras und Mülling 2012, Abraham 2013). Angaben von Waibl und Wilkens (2005) zufolge ist der R. superficialis beim Hund auch nur vorhanden, wenn die erste Zehe ausgebildet ist. Die Aa. digitales plantares communes entspringen aus dem R. caudalis der A. saphena und lediglich die A. digitalis plantaris communis I mit deren Folgeästen aus dem R. superficialis der A. plantaris medialis.

4.2.2.5. A. genus descendens

Die A. genus descendens entspringt kraniodistal, typischerweise nach dem Abgang der A. saphena, aus der A. femoralis. Abraham (2013) und Waibl und Wilkens (2005) beschreiben auch einen gemeinsamen Abgang der beiden Gefäße aus der A. femoralis. Die A. genus descendens verläuft distal zwischen dem M. semimembranosus und dem M. vastus medialis zur medialen Oberfläche des Kniegelenks. Im Verlauf werden ein oder mehrere Äste zur Versorgung an die umgebende Muskulatur, insbesondere an die tiefen Anteile des M. quadriceps femoris, abgegeben. Auf Höhe des Epikondylus medialis teilt sich die Arterie in mehrere kleine, unbenannte Arterien zur Versorgung des Gelenkes auf. Die A. genus descendens stellt mit zusätzlichen Endaufzweigungen zur Versorgung des Femoropatellar- und des Femorotibial-Gelenkes medial die arterielle Hauptversorgung des Kniegelenkes sicher.

4.2.2.6. A. caudalis femoris media

Die A. caudalis femoris media entspringt nach der A. genus descendens aus der A. femoralis (Waibl und Wilkens 2005). Sie verzweigt sich nach dem Ursprung aus der A. femoralis in den M. adductor und den M. semimembranosus. Sie wird von einer gleichnamigen Vene begleitet und anastomosiert mit der A. caudalis femoris distalis.

4.2.2.7. A. caudalis femoris distalis

Die tiefgelegene A. caudalis femoris distalis, stellt die stärkste Arterie der kaudalen Aa. femores dar und entspringt als letzter Abzweig kaudodistal aus der A. femoralis circa 1 cm bevor diese zur A. poplitea wird (Waibl und Wilkens 2005, Budras und Mülling 2012). Sie zieht kaudodistal zum M. gastrocnemius und entlässt ihren ersten und größten Abzweig in den distalen M. biceps femoris. Abraham (2013) beschreiben den Abgang dieses kräftigen Muskelastes manchmal auch direkt aus der A. femoralis. Von ihr aus führen kleinere Arterien zur kaudolateralen Oberfläche des Oberschenkels und anastomosieren dort mit Hautästen der A. circumflexa ilium profunda.

4.2.3. A. poplitea

Die A. poplitea stellt die Fortführung der A. femoralis im Bereich der Kniekehle nach Abgang der A. circumflexa femoris distalis dar (Waibl und Wilkens 2005). Sie beginnt zwischen den Bäuchen des M. gastrocnemius, zieht an die mediale Oberfläche des M. flexor digitorum superficialis und endet schließlich im Bereich zwischen der proximalen Verbindung der Tibia mit der Fibula. Im Verlauf gibt sie mehrere Äste zur Versorgung des Kniegelenkes ab. Dazu zählen die A. genus media, die jeweils paarweise angelegten Aa. genus proximales und Aa. genus distales sowie die Aa. surales. Zudem geht aus ihr die A. tibialis caudalis und die feine A. nutriciae tibiae hervor (Abraham 2013).

4.2.3.1. A. genus media

Die A. genus media entspringt aus der A. poplitea. Sie stellt ein kleines, unpaares Gefäß dar, welches im Bereich der Kniekehle die kaudalen Kapselstrukturen speist (Waibl und Wilkens 2005, Abraham 2013).

4.2.3.2. A. genus proximalis medialis

Die A. genus proximalis medialis stellt eine der paarigen Gefäßabgänge aus der A. poplitea zur Versorgung des Kniegelenkes dar. Wie der Name bereits sagt kommt sie medial zu liegen (Nickel et al. 2005).

4.2.3.3. A. genus proximalis lateralis

Die schwache A. genus proximalis lateralis ist ebenfalls ein Abgang aus der A. poplitea im Bereich der Kniekehle und versorgt lateral gelegene Gelenkstrukturen (Waibl und Wilkens 2005).

4.2.3.4. A. genus distalis medialis

Die A. genus distalis medialis und die A. genus distalis lateralis entspringen ebenso aus der A. poplitea, jedoch weiter distal als die vorhergenannten. Sie stellen, ebenso wie die proximalen Vertreter, schmale Gefäße am Kniegelenk zu dessen Versorgung dar.

4.2.3.5. A. genus distalis lateralis

Die jeweils paarigen Aa. genus proximales und distales sowie die unpaare A. genus media, die alle ihren Ursprung aus der A. poplitea nehmen, stellen zusammen die kaudale Hauptversorgung des Kniegelenkes dar (Abraham 2013). Waibl und Wilkens (2005) sprechen von der Ausbildung eines sog. Rete articulare genus bzw. Rete patellae ausgehend von den fünf letztgenannten feinen Arterien.

4.2.3.6. Aa. surales

Die Aa. surales kommen aus der A. poplitea. Sie werden nur von Abraham (2013) beschrieben und dienen der Versorgung des M. gastrocnemius und im Verlauf auch der Versorgung der Kollateralbänder. Zudem verläuft ein weiterer Abzweig in Richtung M. popliteus und zum Tibiofibulargelenk.

4.2.3.7. A. tibialis caudalis

Die A. tibialis caudalis stellt ein schwaches, kurzes, aus der A. poplitea mündendes Gefäß dar. Sie zieht auf die Kaudalfläche des M. popliteus und endet schließlich im M. flexor digitorum (Waibl und Wilkens 2005, Budras und Mülling 2012).

4.2.3.8. A. nutriciae tibiae

Dieses kleine Gefäß entspringt der A. poplitea und mündet im For. nutricium ca. auf Höhe des Überganges vom proximalen zum mittleren Drittel der Tibia (Abraham 2013). Waibl und Wilkens (2005) benennen ein funktionell identisches Gefäß als A. nutriciae tibiae et fibulae, allerdings aus der A. tibialis cranialis stammend.

4.2.3.9. A. tibialis cranialis

Die A. tibialis cranialis stellt zusammen mit der schwächeren A. tibialis caudalis die Fortsetzung der A. poplitea dar. Sie zieht zwischen Tibia und Fibula weiter distal, speist den M. fibularis longus um schließlich den

M. extensor digitorum longus zu erreichen. Der dünne M. extensor digiti I longus trennt die Arterie in diesem Bereich vom Knochen. Im distalen Verlauf gibt sie die A. recurrens tibialis cranialis und einen R. superficialis ab. Im Bereich der Beugeseite des Tarsus wird sie dann als A. dorsalis pedis bezeichnet (Waibl und Wilkens 2005, Budras und Mülling 2012).

A. recurrens tibialis cranialis

Die A. recurrens tibialis cranialis stellt einen Abgang der A. tibialis cranialis gleich nach Durchtritt durch die Membrana interossea cruris dar (Waibl und Wilkens 2005). Sie dient, proximal gerichtet, ebenfalls noch der Versorgung des Kniegelenkes (Waibl und Wilkens 2005).

Ramus superficialis der A. tibialis cranialis

Der R. superficialis stellt einen schmalen, aber langen Abgang aus der A. tibialis cranialis auf halber Länge der Tibia dar. Er verläuft zwischen M. extensor digitorum longus und M. fibularis longus, um sich im Bereich des Hinterfußes am oberflächlichen, dorsalen Arteriensystem zu beteiligen (Budras und Mülling 2012). Aus ihm entspringt die A. digitalis dorsalis V abaxialis.

4.2.4. A. dorsalis pedis

Die A. dorsalis pedis stellt die Fortsetzung der A. tibialis cranialis distal der Tarsalbeuge dar. Sie endet schließlich dorsomedial mit Ausbildung der A. arcuata proximal im Bereich des Metatarsus (Waibl und Wilkens 2005, Abraham 2013).

4.2.4.1. A. tarsea medialis und lateralis

Diese schmalen Gefäße sind Abgänge der A. dorsalis pedis und dienen der Versorgung der medialen und lateralen Kollateralbänder des Sprunggelenkes (Abraham 2013).

4.2.4.2. A. arcuata

Die A. arcuata stellt als kurzes und transversal verlaufendes Gefäß die Fortsetzung der A. pedis nach Abgang der Aa. tarseae dar. Sie dient der Versorgung der lateralen Bandstrukturen in der proximalen Metatarsalgelenksetage und ist Ursprung für die Aa. metatarsae dorsales II-IV. Auch bei Vorhandensein einer ersten Zehe am Hinterbein ist beim Hund keine A. metatarsae dorsalis I ausgebildet (Abraham 2013).

Aa. metatarseae dorsales II-IV

Die Aa. metatarseae zählen zum tiefen Gefäßsystem der Hinterpfote. Aus der A. metatarsea dorsalis II geht der kräftige Ramus perforans proximalis II hervor.

4.2.4.3. Ramus perforans proximalis II

Dieses Gefäß entspringt aus der A. metatarsea dorsalis II, zieht im weiteren distalen Verlauf zwischen Os metatarsale II und III plantar, um dann unter Verbindung mit der A. plantaris medialis und lateralis den Arcus plantaris profundus zu bilden (Abraham 2013).

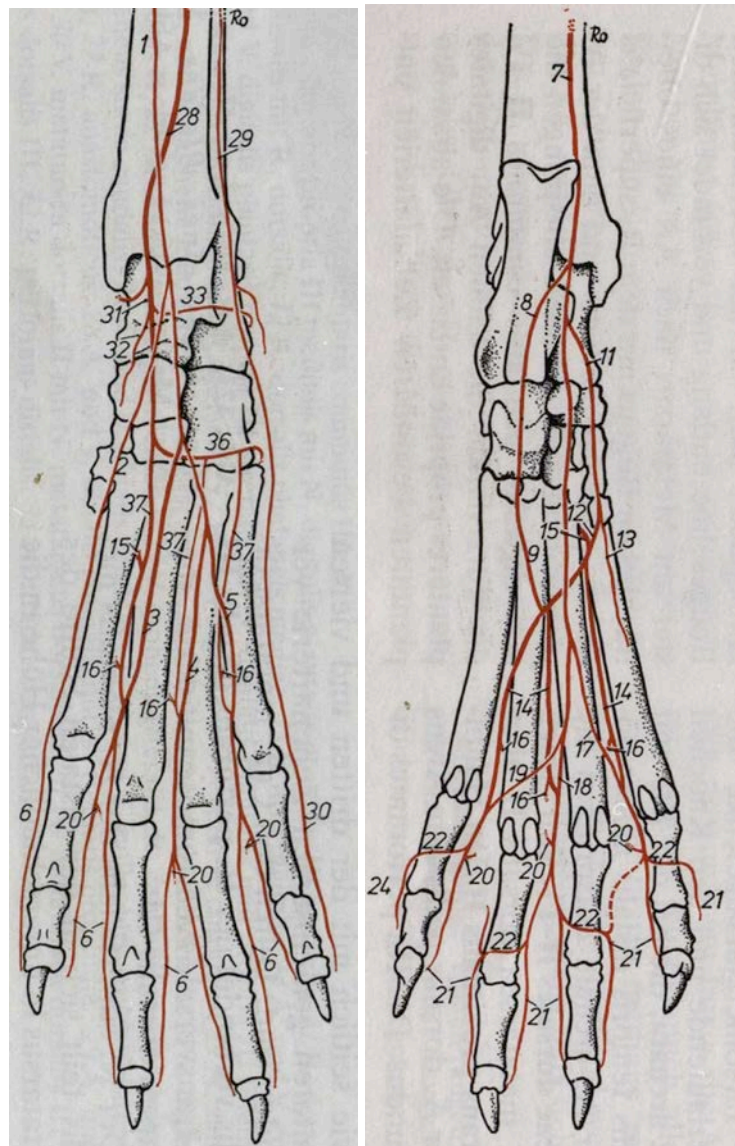


Abb. 6: Arterien der caninen Pfote, *links* Dorsalansicht, *rechts* Plantaransicht; aus Waibl und Wilkens (2005).

1 Ramus cranialis der A saphena, 2-5 Aa. digitales dorsales communes I-IV,
 6 Aa digitales dorsales propriae, 7 R. caudalis der A. saphena,
 8 A. plantaris lateralis, 9 R. profundus, 10 R. superficialis,
 11 A. plantaris medialis, 12 R. profundus, 13 R. superficialis,
 9 und 12 Arcus plantaris profundus, 14 Aa. metatarsae plantares II-IV,
 15 Rr. perforantes proximales, 16 Rr. perforantes distales, 17 -
 19 Aa. digitales plantares communes II-IV, 20 Aa. interdigitales,
 21 Aa. digitales plantares propriae, 22 Rr. plantares phalangium proximalium,
 23 Rr. dorsales phalangium proximalium, 24 A. digitalis plantaris V abaxialis,
 25 A. tibialis caudalis, 26 R. anastomoticus cum a. saphena,
 27 A. malleolaris caudalis lateralis, 28 A. tibialis cranialis, 29 R. superficialis,
 30 A. digitalis dorsalis V abaxialis, 31 A. dorsalis pedis, 32 A. tarsea medialis,
 33 A. tarsea lateralis, 36 A. arcuata, 37 Aa. metatarsae dorsales II-IV

Tab. 4 zeigt eine Übersicht über die Ausbildung des dorsalen und plantaren Gefäßsystems an der Hinterpfote. Verschiedene Autoren empfehlen hierbei die Unterteilung der dorsalen bzw. plantaren Versorgung über ein sog. oberflächliches und tiefes System (Waibl und Wilkens 2005, Budras und Mülling 2012, Abraham 2013). Der Ursprung dieser Einteilung beruht auf der allgemein gültigen Bezeichnung der Nomina anatomica veterinaria, welche für die tiefen Gefäße stets die Bezeichnung *metatarsae* und für die oberflächlich gelegenen stets die Bezeichnung *digitales communes* voranstellt (NAV 2017).

Tab. 4: Übersichtsdarstellung der Pfotenarterien nach Ursprung und Topographie.

Topographischer Überbegriff	Topographie des Gefäßverlaufes	Ursprungsgefäße und Aufzweigung von links (proximal) nach rechts (distal)		
DORSALES SYSTEM	Oberflächlich	R. cranialis der A. saphena & R. superficialis der A. tibialis cranialis	Aa. digitales dorsales communes I-IV	Aa. digitales dorsales propriae (axial & abaxial)
	Tief	A. dorsalis pedis (A. arcuata)	Aa. metatarsae dorsales II-IV	
PLANTARES SYSTEM	Oberflächlich	R. superficialis der A. plantaris medialis	Aa. digitalis plantaris communis I	A. digitalis plantaris propria I axialis (wenn erste Zehe ausgebildet) A. digitalis plantaris propria II abaxialis
		R. caudalis der A. saphena	Aa. digitales plantares communes II-IV	Aa. digitales plantares propriae
	Tief	R. caudalis der A. saphena & Rr. profundii der Aa. plantares	Arcus plantaris profundus	Aa. metatarsae plantares II-IV

5. Wirkungen ausgewählter Anästhetika

Da während der computertomographischen Untersuchung eine immobile Lagerung des Patienten gewährleistet sein muss, ist in der Tiermedizin in aller Regel eine Narkotisierung des Tieres notwendig. Im Folgenden soll daher ein Überblick über ausgewählte Anästhetika und deren Wirkmechanismen gegeben werden.

5.1. Sedativa

Sedativa werden häufig eingesetzt, da sie einen beruhigenden und analgetischen Effekt besitzen. Zur Gruppe der Sedativa zählen die Benzodiazepine, die Alpha₂-Rezeptoragonisten sowie die Phenothiazine.

5.1.1. Benzodiazepine

Hierbei handelt es sich um eine Gruppe von Sedativa, welche agonistisch am Gamma-Amino-Buttersäure (GABA)-Rezeptor wirken. Benzodiazepine zeichnen sich vor allem durch ihre geringen kardiovaskulären Nebenwirkungen aus. Hauptvertreter dieser Gruppe sind die Wirkstoffe Midazolam und Diazepam, wobei lediglich für das Diazepam auch auf dem deutschen veterinärmedizinischen Markt eine Zulassung besteht. Bereits 1979 untersuchten Jones et al. die kardiovaskulären Nebenwirkungen von Diazepam und Midazolam beim Hund. Nach der Verabreichung klinisch relevanter Dosierungen konnten keinerlei signifikante Veränderungen der Parameter „Herzminutenvolumen“, „myokardiale Kontraktilität“ und „systemvaskulärer Widerstand“ gefunden werden. Die Herzfrequenz steigt unter Umständen jedoch signifikant an (Haskins et al. 1986, Rankin 2015). Aufgrund dieses günstigen kardiovaskulären Nebenwirkungsprofils ist die Gruppe der Benzodiazepine trotz der häufig unzureichenden sedierenden Eigenschaften (Haskins et al. 1986) bevorzugtes Mittel zur Anästhesie-Prämedikation von kardiovaskulär beeinträchtigten bzw. geriatrischen Patienten.

5.1.2. Alpha₂-Rezeptor Agonisten

Die Anwendung von Vertretern der Gruppe der Alpha₂-Rezeptor Agonisten führt zu bemerkenswerten kardiovaskulären Veränderungen (Rankin 2015). Bei Kleintieren werden die Wirkstoffe Xylazin, Medetomidin und Dexmedetomidin verwendet. Nach Verabreichung kommt es zunächst zu einem dosisabhängigen, aber auch nach sehr geringen Dosierungen stets signifikanten Abfall von

Herzfrequenz und Herzminutenvolumen (Pypendop und Verstegen 1998). Zeitgleich steigt der systemvaskuläre Widerstand bedingt durch die stattfindende Vasokonstriktion, sodass initial meist normotensive bis geringgradig hypertensive Zustände zu verzeichnen sind. Aufgrund der zusätzlichen Alpha₂-Rezeptor-bedingten Absenkung des Sympathotonus kommt es jedoch häufig im weiteren Verlauf zu bradykarden Hypotensionen. Die höchste Alpha₂-Rezeptor-Selektivität besitzt Dexmedetomidin. Xylazin ist das älteste der genannten Produkte mit der geringsten Alpha₂-Rezeptor-Selektivität und der kürzesten Wirkdauer. Die Möglichkeit der Antagonisierung der Alpha₂-Rezeptoragonisten führt dazu, dass sie im tierärztlichen Gebrauch häufig eingesetzt werden (Rankin 2015).

5.1.3. Phenothiazine

Acepromazin ist das einzige im Rahmen der Kleintieranästhesie verwendete Präparat aus dieser Wirkstoffklasse. Das zur präanästhetischen Beruhigung von Hunden verwendete Neuroleptikum wirkt unter anderem Alpha₁-Rezeptor-antagonistisch (Rankin 2015). Diese Wirkungsweise führt zu einer Gefäßerweiterung, welche wiederum für den messbaren Blutdruckabfall verantwortlich ist. Außerdem kommt es nach Verabreichung von Acepromazin zu einer dosisabhängigen Reduktion des Herzminutenvolumens (Farver et al. 1986, Monteiro et al. 2007, Saponaro et al. 2013).

5.2. Hypnotika

Zu den Hypnotika zählen unter anderem die Stoffe, die per Injektion zur Narkoseeinleitung und zum Narkoseerhalt eingesetzt werden. Wichtigster Vertreter in der Tiermedizin ist dabei Propofol (Berry 2015).

5.2.1. Propofol

Bei Propofol handelt es sich um einen GABA-Rezeptor-agonistischen Stoff, welcher in niedrigen Dosierungen sedierend, in hohen Dosierungen jedoch hypnotisch wirkt. Relevante kardiovaskuläre Veränderungen nach Propofol-Applikation sind zum einen eine reduzierte Herzkraft (Inotropie), zum anderen eine periphere Vasodilatation (Ilkiw et al. 1992). In der Summe kommt es daher nach Anwendung von Propofol zu einem Blutdruckabfall, welcher jedoch aufgrund der kurzen Wirkdauer des Präparates ebenfalls von kurzer Dauer ist. Propofol ist außerdem stark atemdepressiv. Sowohl kardiovaskuläre als auch respiratorische Nebenwirkungen sind dosisabhängig (Berry 2015).

5.3. Opioide

Opioide kommen hauptsächlich aufgrund ihrer analgetischen Wirkung zum Einsatz. Zudem kommt es im zentralen Nervensystem über die drei verschiedenen Opioid Rezeptoren (Delta, Kappa, My) auch zu antitussiven und sedierenden Effekten. Seitens des kardiovaskulären Systems kommt es lediglich zu einer Vagustonus induzierten Bradykardie. Sowohl der Gefäßtonus als auch die Herzkraft bleiben unbeeinflusst (KuKanich und Wiese 2015) .

5.3.1. Methadon

Hierbei handelt es sich um einen My-Opioid-Rezeptor Agonisten mit einfacher Morphin-Potenz. Neben seinen Wirkungen an Opioid-Rezeptoren wirkt Methadon außerdem antagonistisch an N-Methyl-D-Aspartat (NMDA)-Rezeptoren (Gorman et al. 1997). Methadon ist chiral und als sogenanntes Racemat beinhaltet es die beiden Isomere L-Methadon und D-Methadon zu gleichen Anteilen. Methadon ist auf dem deutschen veterinärmedizinischen Markt für Hund und Katze zugelassen. Wie bei allen reinen My-Rezeptor Agonisten kommt es auch nach der Verabreichung von Methadon zu einer Vagotonuserhöhung mit nachfolgender Bradykardie. Auf der respiratorischen Seite führt die Erhöhung der CO₂-Schwelle zu einer opioidinduzierten Atemdepression (Cummings und Naguib 2012). Je nach Dosierung des Präparates ist deshalb die manuelle bzw. maschinelle Beatmung des Patienten erforderlich.

5.3.2. Levomethadon

Das L-Isomer des Methadons ist in Deutschland unter dem Handelsnamen Polamivet für Hunde zugelassen. Dieses Produkt beinhaltet neben der eigentlichen Wirksubstanz den Stoff Fenpipramid, ein Parasympatholytikum. Kardiovaskuläre und respiratorische Nebenwirkungen ähneln denen des Racemats, auch wenn anzunehmen ist, dass der Abfall der Herzfrequenz häufig weniger stark ausgeprägt ist (KuKanich und Wiese 2015).

5.4. Volatile Anästhetika

Die volatilen Anästhetika sind Gase, welche über die Atemluft und damit über die Lunge verabreicht zur Anästhesie führen. Das Abatmen dieser Anästhetika führt zur raschen Beendigung der Anästhesie, weswegen sie schonend und gut steuerbar ist (Steffey et al. 2015). Die wichtigsten Vertreter in der Veterinärmedizin sind neben Isofluran noch Des- und Sevofluran. Die volatilen

Anästhetika erniedrigen den systemvaskulären Widerstand, führen zu einer Gefäßerweiterung und wirken negativ inotrop.

5.4.1. Isofluran

Wie alle volatilen Anästhetika, wird auch Isofluran per inhalationem verabreicht und dient der Aufrechterhaltung der Allgemeinanästhesie. Aufgrund der kurzen Wirkdauer wird es den Patienten während der Anästhesie kontinuierlich über die Atemluft verabreicht. Nach Beendigung der Anästhesie wird Isofluran zu großen Teilen wieder über die Lunge abgeatmet; lediglich ein geringer Teil (ca. 0,2%) wird über die Leber metabolisiert. Wichtige kardiovaskuläre Nebenwirkungen sind Vasodilatation, negativ inotrope Effekte und Blutdrucksenkung bei möglicherweise geringem Anstieg der Herzfrequenz (Merin et al. 1991). Isofluran ist atemdepressiv. Kardiovaskuläre und respiratorische Nebenwirkungen sind auch hier dosisabhängig (Steffey et al. 2015).

III. MATERIAL UND METHODEN

1. Patienten

Im Zeitraum von Juni 2013 bis einschließlich Juni 2016 wurden insgesamt 30 Beckengliedmaßen von Hunden unterschiedlicher Rassen, Größe (4-65 kg) und unterschiedlichen Alters aus dem Patientengut der Chirurgischen und Gynäkologischen Kleintierklinik der Ludwig-Maximilians-Universität München (CGKT) mittels computertomographischer Angiographie (CTA) untersucht. Für einige statistische Auswertungen wurden die Hunde in die Gewichtsgruppen 0-9 kg, 10-19 kg, 20-29 kg und Hunde schwerer als 30 kg eingeteilt.

Bei dem ausgewählten Patientengut handelte es sich um Hunde, die aus einer orthopädischen, chirurgischen, gynäkologischen oder rein diagnostischen Fragestellung eine computertomographische Untersuchung der hinteren Körperregion mit mehreren Kontrastmittelphasen erhielten. Indikationen zur CTA waren beispielsweise der Verdacht auf einen ektopischen Ureter, oder die Abklärung einer Hintergliedmaßenlahmheit. Die Angiogramme dieser Hunde wurden zur Auswertung der Beckengliedmaßenarterien retrospektiv rekonstruiert und im Hinblick auf Topographie und Erkennbarkeit der Arterien ausgewertet. Befand sich der Venenverweilkatheter (VK) an einer der Hintergliedmaßen erfolgte keine Rekonstruktion bzw. Auswertung des Angiograms im Hinblick auf die Arterien.

Die Besitzer der Hunde wurden routinemäßig vor jeder computertomographischen Untersuchung sowohl mündlich, als auch schriftlich von dem verantwortlichen Tierarzt über die Untersuchungstechnik und deren Risiken informiert. Dazu gehörte bei jedem Patienten insbesondere die Aufklärung über das Narkoserisiko sowie eine mögliche allergische Reaktion auf das verwendete Kontrastmittel. Alle Hunde waren zur Zeit der Untersuchung mindestens 12 Stunden nüchtern, wobei eine reine Wasseraufnahme bis kurz vor der Untersuchung erlaubt war.

2. Methodik

2.1. Anamneseerhebung

Vor der Untersuchung der Tiere erfolgte die ausführliche Erhebung des Vorberichtes durch den verantwortlichen Tierarzt. Neben der Krankengeschichte, wurde der Besitzer im Hinblick auf die bevorstehende Narkose insbesondere auch zur Nüchternheit seines Tieres befragt.

2.2. Klinische Allgemeinuntersuchung

Alle Hunde wurden vor der Narkoseeinleitung durch einen Tierarzt klinisch untersucht. Zur klinischen Allgemeinuntersuchung in der CGKT gehörte in aller Regel die Beurteilung der Schleimhaut (Farbe, Feuchtigkeit, kapilläre Füllungszeit), die Palpation der peripheren Lymphknoten, die Auskultation der Lunge und des Herzens, die Palpation des Pulses im Bereich der A. femoralis sowie die rektale Messung der inneren Körpertemperatur. Außerdem war im Rahmen der routinemäßigen, präanästhetischen Untersuchung der Tiere eine aktuelle (nicht älter als drei Monate), labordiagnostische Untersuchung des Blutes notwendig. Dazu wurde an einer peripheren Vene (i.d.R. V. saphena lateralis, V. cephalica antebrachii) Blut des Patienten entnommen und daraus ein Blutbild (scil Vet abc plus, Firma Horiba Medical, scil animal care company GmbH, Viernheim, Deutschland), das Gesamteiweiß sowie die Leber- (Alkalische Transferase und Alkalische Phosphatase) und die Nierenwerte (Harnstoff, Kreatinin) über das scil Reflovet plus (Firma scil animal care company GmbH, Viernheim, Deutschland) bestimmt. Je nach klinischer Indikation erfolgten außerdem noch speziellere Untersuchungen, wie beispielsweise eine Röntgenaufnahme des Thorax im latero-lateralen Strahlengang (Röntgengerät Axiom Luminos dRF, Firma Siemens AG, Siemens Healthcare GmbH, Erlangen, Deutschland) bei Tieren über acht Jahren um etwaige, relevante Herz- oder Lungenveränderungen auszuschließen. Waren bei einem Patienten radiologisch, klinisch und oder labordiagnostisch Veränderungen auffällig, wurde sowohl die Narkose, als auch die computertomographische Untersuchung, nur nach ausgereifter Risiko-Nutzen-Abschätzung, in Abhängigkeit von der klinischen Indikation und nur nach Einverständnis des Besitzers durchgeführt. Voraussetzung zur CTA war die Narkosefähigkeit des Patienten.

2.3. Anästhesie

Alle Hunde befanden sich zum Zeitpunkt der computertomographischen Untersuchung in Vollnarkose. Dazu wurde ein, der Größe des Hundes entsprechender, Venenverweilkatheter (VasoVet, B. Braun Vet Care GmbH, Tuttlingen, Deutschland) in die V. cephalica antebrachii gelegt. Der Hautbereich über der Punktionsstelle wurde vorab geschoren und desinfiziert. Die Anästhesie-Prämedikation erfolgte mittels Wirkstoffen aus der Klasse der Alpha₂-Rezeptoragonisten (Medetomidin, Dexmedetomidin), der Benzodiazepine (Diazepam, Midazolam), durch Opioide (Methadon, Levomethadon) oder Phenothiazine (Azepromazin). Die verwendeten Anästhetika und deren Dosierungen sind in Tab. 55, (Anhang) aufgeführt. Zur Anästhesie-Einleitung erhielten alle Patienten intravenös Propofol (Narcofol, CP-Pharma Handelsgesellschaft mbH, Burgdorf, Deutschland). Die Dosis des Hypnotikums richtete sich hierbei nach dem Effekt, d.h. dem Erreichen der Intubationsfähigkeit. Anschließend wurden alle Hunde mit einem Endotrachealtubus (Rüsch GmbH, Kernen, Deutschland) geeigneter Größe tracheal intubiert und bei Bedarf manuell über einen Atembeutel beatmet bis sie an das Narkosegerät im CT-Untersuchungsraum angeschlossen werden konnten. Zwischen Narkoseeinleitung und Scan-Beginn vergingen aufgrund räumlicher Distanz (Weg von der Anästhesiestation in die radiologische Abteilung) und Zeit zur Lagerung des Patienten circa fünf bis zehn Minuten. Die Patienten waren dabei stets in Begleitung eines Anästhesisten, der die Vitalparameter überprüfte. Für das Anästhesie-Monitoring des Patienten wurde neben der klinischen Überwachung ein Pulsoxymeter (mindray PM-60 Vet, Shenzhen Mindray Bio-medical Electronics Co., Ltd., Hamburg, Deutschland) an die Zunge angelegt. Im CT-Untersuchungsraum wurde das Narkosegerät Julian (Firma Dräger, Lübeck, Deutschland) zur Narkoseerhaltung verwendet. Nach korrekter Lagerung des Hundes auf dem Patiententisch wurde die Anästhesie mittels Isofluran (IsoFlo, zoetis, Berlin, Deutschland) aufrechterhalten (F_{et} 0,9-1,3 Vol % in einem Gemisch aus O₂/Luft). Lag keine bzw. keine ausreichende selbständige Atmung des Patienten vor, wurde der Patient unter druckkontrollierter Beatmung normokapnographisch gehalten (P_{insp} 8-15 mbar).

2.4. Lagerung

Die Hunde wurden auf den Patiententisch im CT-Untersuchungsraum verbracht und indikationsabhängig in Rücken- oder Bauchlage gelagert. Je nach Größe des Tieres und Praktikabilität wurde der Patient mit den Beinen voran oder dem Kopf voran in Richtung der Gantry gelegt. Die Fixierung der narkotisierten Tiere auf dem Patiententisch erfolgte anschließend mittels Gurten, Schaumstoffkissen und/oder Schalen. Die mediane Ebene des Hundes wurde mit dem Laservisier an der z-Achse des Computertomographen ausgerichtet und es wurde auf eine gestreckte, symmetrische und parallele Lagerung der hinteren Gliedmaßen geachtet (Abb. 7).



Abb. 7: Darstellung eines narkotisierten Hundes, der mittels Schaumstoffkissen und Gurten in Bauchlage mit nach hinten gestreckten Beckengliedmaßen auf der Patientenliege fixiert wird. Für die korrekte Positionierung des Patienten in gerader Ausrichtung und entlang der z-Achse wird das Lichtvisier (rote Linien) des Computertomographen verwendet.

Anschließend wurde der Grad der Streckung beurteilt. Dabei wurde zwischen einer vollständig gestreckten oder geringgradig, mittelgradig bzw. hochgradig gebeugten Stellung der Gliedmaßen unterschieden. Zudem erfolgte eine

Beurteilung der Symmetrie beider hinterer Extremitäten (vollständig symmetrisch, geringgradig, mittelgradig oder hochgradig unsymmetrisch) zueinander.

2.5. Kontrastmittelpumpe

Zur intravenösen Verabreichung des Kontrastmittels kam der vollautomatisierte Kontrastmittelapplikator MEDRAD Stellant (Bayer Vital GmbH, Bayer Healthcare Radiology, Leverkusen, Deutschland) zum Einsatz (Abb. 8). Dieses Injektionssystem besteht aus zwei vollautomatisierten Pumpen zur intravenösen Verabreichung von Kochsalzlösung und Kontrastmittel sowie einem Touchscreen-Monitor zur Bedienung des Systems aus dem Kontrollraum. Mittels eines 250 cm Injektions-Verlängerungsschlauches und spezieller Anschlussstücke wurden die Kolben, nach Entlassung von Sauerstoff aus dem geschlossenen System, an den peripheren VK des Patienten angeschlossen. Zwei Wärmemanschetten an den Kolben sorgen dafür, dass das Kontrastmittel und die Kochsalzlösung bei Verabreichung körpertemperatur sind.



Abb. 8: CT-Injektionssystem MEDRAD Stellant zur vollautomatisierten Verabreichung des Kontrastmittels und der Kochsalzlösung während der computertomographischen Untersuchung.

2.6. Computertomographische Angiographie

Die Untersuchung wurde mit einem 64-Schicht-Computertomograph SOMATOM Definition AS, CT070/13/S, Seriennummer 66198 der Firma Siemens AG (Siemens Healthcare GmbH, Erlangen, Deutschland) durchgeführt (Abb. 9). Nach korrekter Lagerung, sachgemäßem Anschluss der Narkosegeräte und der Kontrastmittelpumpe an den Patienten erfolgte die Durchführung der CT-Untersuchung gesteuert über den syngo CT Workplace (Firma Siemens AG, Siemens Healthcare GmbH, Erlangen, Deutschland) und dessen Bediensoftware im Kontrollraum. Über den syngo CT Workplace wurde jeder Patient mit Name und Untersuchungsdatum zur Untersuchung aus der Datenbank aufgerufen und die Lagerung des Patienten zur Röhre eingegeben.



Abb. 9: Computertomograph SOMATOM Definition AS der Chirurgischen und Gynäkologischen Kleintierklinik der LMU München mit verglastem, vor Röntgenstrahlen geschütztem, Kontrollraum.

2.6.1. Topogramm

Die zu untersuchende Region wurde über das Topogramm eingestellt und umfasste die Region der Beckengliedmaßen kranial der Beckenschaufeln bis zu den Pfotenspitzen. Abb. 10 zeigt das Topogramm eines Hundes, welches in

seitlicher Ansicht angezeigt wurde.

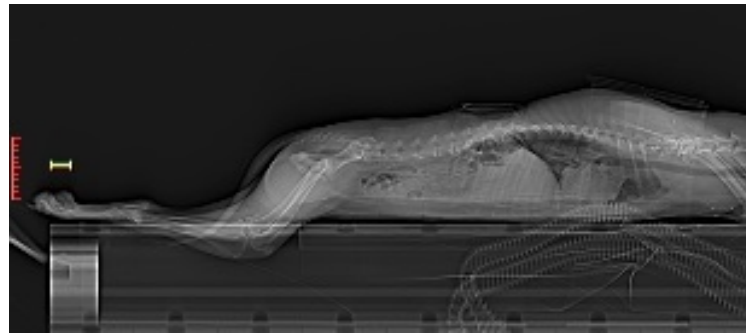


Abb. 10: Topogramm eines Hundes in seitlicher Ansicht.

2.6.2. Scan

Das voreingestellte „Angiographie-Protokoll“ bot bereits ein grobes Gerüst zur Durchführung des Scans, welches durch den Untersucher, je nach Fragestellung manuell konfiguriert werden konnte. Dazu gehörte das Festlegen der Schichtdicke, der Kollimation, der Scanrichtung (kraniokaudal, kaudokranial), der Bestrahlungsstärken und der Scanpausen zwischen den einzelnen Serien. In Tab. 5 werden die verwendeten, technischen Grundeinstellungen aufgezeigt. Anschließend lief die kontrastmittelgestützte, computertomographische Untersuchung bei jedem Patienten wie unter den folgenden Punkten beschrieben statt.

Tab. 5: Verwendete technische Grundeinstellungen zur computertomographischen Untersuchung am SOMATOM Definition AS.

Technische Grundeinstellungen zur computertomographischen Untersuchung	
Stromstärke	120 mAs
Röhrenspannung	120 kV
Rotationszeit	0,5 s
Schichtdicke	0,6 mm
Faltungskern / Algorithmus	B26f mittel weich ASA

2.6.2.1. Nativscan

Anhand der voreingestellten Parameter erfolgte im Nativscan die Erstellung der Schnittbilder der zu untersuchenden Region.

2.6.2.2. Premonitoring und Monitoring

Mittels dieser beiden Programmeinstellungen war es möglich über ein Bolus-Tracking das Anfluten des Kontrastmittels auf Höhe der Aorta abdominalis kranial der Beckenschaufeln zu verfolgen. Dazu wurden parallel zur vollautomatisierten Applikation des Kontrastmittels in konstanten Zeitabständen einzelne Scans der ROI gemacht. Zur CTA wurde das nicht-ionische, monomere, triiodierte, wasserlösliche Kontrastmittel Iohexol (Accupaque 300, Firma GE Healthcare Buchler GmbH & Co. KG, Braunschweig, Deutschland) mit einer Dosierung von 2 ml/kg Körpergewicht verwendet. Dieses enthält eine Iohexolkonzentration von 647 mg/ml was einer gebunden Iodkonzentration von 300 mg Iod/ml entspricht. Der Monitor MEDRAD Stellant zur Steuerung der Kontrastmittelpumpe befand sich im Kontrollraum und konnte analog über den Touchscreen-Monitor bedient werden (Abb. 11). Abhängig von der Größe des Venenverweilkatheters wurden Flussraten von 0,5 bis 3,5 ml/s zur Injektion benutzt (Tab. 6).

Tab. 6: Übersicht über die verwendeten Flussraten zur Kontrastmittelapplikation.

Größe des VK	Flussrate laut Hersteller	max. verwendete Flussraten
22G (blau)	0,6 ml/s	1,0-1,5 ml/s
20G (rosa)	1,0 ml/s	1,5-2,0 ml/s
18G (grün)	1,6 ml/s	2,0-2,5 ml/s

Bei Hunden, die vorberichtlich bereits mehrere venöse Zugänge erhalten hatten, oder bei denen die Venenwand bei Legen des Venenverweilkatheters porös erschien, wurden niedrigere Injektionsdrücke verwendet. Vor und nach Applikation des Kontrastmittels erhielten die Tiere über die Pumpe einen

voreingestellten Bolus an isotoner Kochsalzlösung (NaCl 0,9% Kochsalzlösung, Firma B. Braun Melsungen AG, Melsungen, Deutschland), um die Infusionsleitungen frei zu spülen und so den Fluss des Kontrastmittels in den zentralen Kreislauf zu beschleunigen. Die Menge an zu applizierendem Kochsalz konnte ebenso an dem Monitor aus dem Kontrollraum gesteuert werden und variierte je nach Vorerkrankung und Größe des Tieres. Die Tiere bis zu einem Gewicht von 10 kg erhielten 5-10 ml NaCl, die Hunde zwischen 10-20 kg 10ml und Hunde über 20 kg in aller Regel 10-20 ml NaCl.



Abb. 11: Touchscreen-Monitor im Kontrollraum zur Voreinstellung der zu applizierenden Volumina an Kontrastmittel und Kochsalz und der gewünschten Flussrate in ml/s. Der Monitor ist Bestandteil des Injektionssystems MEDRAD Stellant.

Über eine automatisch vom System erfasste Kontrastmittelkurve konnten retrospektiv die Zeiten für die minimal und maximal gemessenen HU für jeden Patienten ausgewertet werden.

2.6.2.3. Arterielle Phase

Nach Erreichen des Schwellenwertes von 100 HU in der Aorta abdominalis wurde der arterielle Scan der Untersuchungsregion automatisch gestartet. Dieser erfolgte

in kranio-kaudaler Richtung bis zu den Pfotenspitzen. Abb. 12 zeigt eine typische KM-Kurve, die während der KM-Applikation automatisch vom System aufgezeichnet und für jeden Patienten gespeichert wurde. Je nach Fragestellung wurden noch weitere Sequenzen gefahren. Beispielsweise wurde bei Patienten mit Tumoren oft noch eine späte Phase durchgeführt. Je nach weiterem Prozedere wurde der Patient im Anschluss entweder in den Untersuchungsraum bzw. Operationssaal gebracht oder es erfolgte die Beendigung der Narkose.

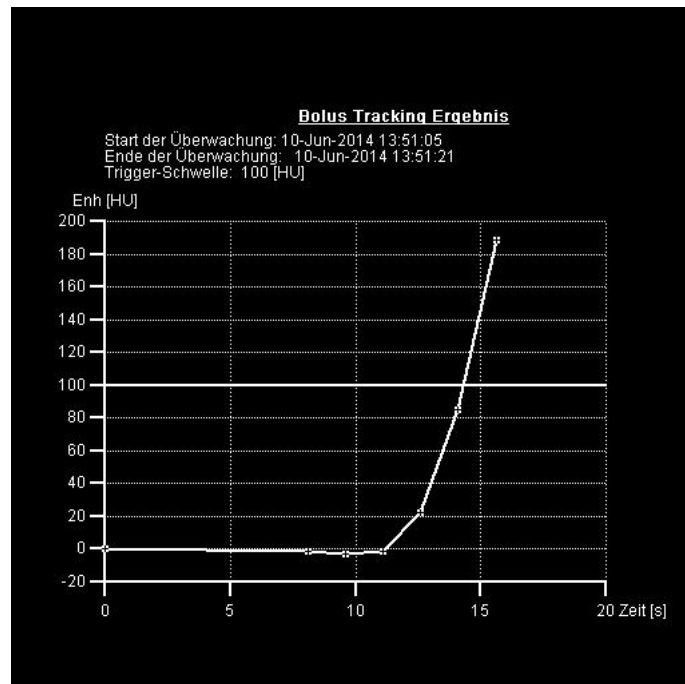


Abb. 12: Typische KM-Kurve. Auf der x-Achse wird die Zeit in s angegeben, die y-Achse zeigt die erzielten HU in der ROI (hier Aorta abdominalis). Die Trigger-Schwelle wurde bei 100 HU gesetzt. Der Schwellenwert wurde hier ca. 14 s nach KM-Applikation erreicht.

Die genutzte MDCT-Technologie ermöglicht kurze Untersuchungszeiten. Je nach Größe des Tieres und zu untersuchender Region dauerte ein Scan zwischen 5-30 s. Die Gesamtuntersuchungsdauer wird daher vor allem durch die Lagerung des Patienten und den Anschluss der Narkosegeräte bzw. der KM-Pumpe bestimmt. Die Bildnachverarbeitung findet nach der Untersuchung statt und wird daher nicht zur Untersuchungszeit gerechnet.

2.6.3. CT-Rekonstruktion und Bildnachverarbeitung

Der entstandene Rohdatensatz wurde nach Abschluss der Untersuchung mittels

festgelegten Parametern an einem, sich im Kontrollraum befindlichen, syngo CT Workplace der Firma Siemens rekonstruiert. Dazu wurde in jedem akquirierten, axialen Datensatz vorab der Bildausschnitt, das „Field of View“ (FOV) zur besseren Bildqualität so klein wie möglich, aber so groß wie nötig angepasst. Je nach medizinischer Fragestellung wurden die Daten über die jeweiligen Faltungskerne rekonstruiert und ausgewertet. Retrospektiv erfolgte die Rekonstruktion des Datensatzes zur Auswertung der Gefäße im B26f Kernel. Zur Archivierung des Bildmaterials wurde das klinikinterne Bildarchiv DSPACS der tierärztlichen Rechnerbetriebsgruppe sowie eine externe Festplatte (STOR.E ALU 2S, Toshiba Europe GmbH, Neuss, Deutschland) benutzt. Die Bildbetrachtung und die Bildauswertung erfolgten über den CT Workplace.

2.7. Auswertung der Tomogramme

Zur Beurteilung der Arterien wurden die lückenlosen, transversalen CT-Schnitte der vermutlich gefäßgesunden Klinikpatienten mit einer Schichtdicke von 0,6 mm genutzt.

2.7.1. Gefäßgesundheit

Die Hunde wurden aufgrund unterschiedlichster Indikationen zur CTA vorstellig, in dessen Rahmen eine CTA vorgenommen wurde (Tab. 56, Anhang). Es erfolgte eine Einteilung in Patienten, bei denen eine Erkrankung vermutet wurde, die unter Umständen zu einer Gefäßveränderung führen könnte („potenzielle Gefäßalteration“) und Patienten, bei denen davon auszugehen war, dass eine physiologische Anatomie der Beckengliedmaßenarterien („gefäßgesund“) vorliegt.

2.7.2. Scoringssystem

Zur möglichst objektiven Beurteilung der Gefäßerkennbarkeit wurde ein eigenes Scoringssystem definiert. Die einzelnen Scores der Patienten wurden als Urliste in eine Excel-Tabelle eingetragen. Jede Arterie wurde so anhand folgender Kriterien beurteilt. Die Beurteilung erfolgte dabei immer durch dieselbe Person.

2.7.2.1. Erkennbarkeit der Gefäße

Die Erkennbarkeit der Gefäße ließ sich über die Eigenschaften der Kontrasterkennbarkeit (KE) und der Durchgängigkeit (DG) genauer definieren.

Im Hinblick auf die Kontrasterkennbarkeit wurde ein sehr helles und gut von den umgebenden Strukturen abgegrenztes Gefäß als „sehr gut erkennbar“ (Score 3) bezeichnet, wohingegen bis zu der Kategorie „nicht erkennbar“ (Score 0) noch die Einteilungen in „schwach erkennbar“ (Score 1) und „gut, aber nicht sehr hell“ (Score 2) möglich waren.

Bei der Beurteilung der Durchgängigkeit wurde zwischen „durchgehend verfolgbar“ (Score 2), partiell verfolgbar (Score 1) und Gefäß „nicht zu verfolgen“ (Score 0) unterschieden. Hierbei wurde der Tatsache Rechnung getragen, dass einige Gefäße zwar hell, aber nicht immer vom Ursprung bis zum Zielgebiet im ganzen Verlauf kontinuierlich erkennbar waren.

2.7.2.2. Symmetrie der Gefäße beider Gliedmaßen

Schließlich wurden die Gefäße beider Gliedmaßen im Seitenvergleich nach symmetrischer Größe und Lage mit „ja“ (Score 1) oder „nein“ (Score 0) beurteilt.

2.7.2.3. Summenscores

Die pro Gefäß vergebenen Scores wurden sowohl für die rechte als auch für die linke Gliedmaße zu einem Gesamtscore aufsummiert und im Anschluss die Abhängigkeiten zu den möglichen Einflussfaktoren ermittelt. Diese semiquantitativen Summenscores wurden für einige der statistischen Analysen genutzt.

Anhand topographischer Gesichtspunkte wurden die A. iliaca externa, die A. femoralis, die A. saphena und die A. poplitea als „*Stammgefäße*“ bezeichnet und die einzelnen Scores der Kontrasterkennbarkeit, Durchgängigkeit und Symmetrie (Lage und Größe) für jeden einzelnen Patienten addiert. Bei den Stammgefäßen wurden zudem noch die gemessenen HU pro Arterie zusammengefasst. Der Gesamtscore der Gefäßerkennbarkeit für den Stamm berechnete sich somit für jeden Patienten aus der Addition der pro Gefäß und Seite einzeln vergebenen Punkte für die KE und DG.

Gefäßerkennbarkeit Stamm (Gesamt) = Summe Stamm rechts (Summe KE re+ Summe DG re) + Summe Stamm links (Summe KE li + Summe DG li)

Diese Summenformel war auch Grundlage für die Summenscoreberechnung der Arterien der „*Peripherie*“ sowie der „*Pfote*“.

Die Gefäßabgänge aus den Stammarterien bis zum Tarsus wurden als Gefäße der „*Peripherie*“ zusammengefasst. Über diesen Gesamtscore sollte anhand der Analysen im Anschluss die Aussage über die Gefäßerkennbarkeit bis zu den versorgenden Muskeln und der einzelnen Gelenketagen möglich werden.

Die Pfotenarterien wurden unter „*Pfote*“ zusammengefasst. Da im Bereich der Pfote die HU der A. dorsalis pedis gemessen wurden, zählte dieser Wert neben der Gefäßerkennbarkeit zusätzlich als numerischer Indikator.

In Tab. 7 werden die drei topographischen Einheiten der Stammgefäße, der Peripherie und der Pfote mit den dazugehörigen Arterien zur Übersicht dargestellt und in Tab. 52-54 (Anhang) befinden sich die aufaddierten Scores für jeden Patienten.

Tab. 7: Gebildete Summenscores und jeweils dazugehörige Arterien.

Überbegriff Summenscore	Dazugehörige Arterie
Stamm	A. iliaca externa
	A. femoralis
	A. saphena
	A. poplitea
Peripherie	A. profunda femoris
	Tr. pudendoepigastricus
	A. pudenda externa
	R. labialis ventralis/R.scrotalis ventralis
	A. epigastrica caudalis supf.
	A. epigastrica caudalis
	A. abdominalis caudalis
	A. circumflexa femoris medialis
	R. obturatorius der A. circumflexa femoris medialis
	R. obturatorius Aufzweigung
	R. ascendens der A. circumflexa femoris medialis
	R. acetabularis der A. circumflexa femoris medialis
	R. transversus der A. circumflexa femoris medialis
	R. profundus der A. circumflexa femoris medialis
	A. circumflexa ilium superficialis
	A. circumflexa femoris lateralis
	R. ascendens der A. circumflexa femoris lateralis
	R. transversus der A. circumflexa femoris lateralis
	R. descendens der A. circumflexa femoris lateralis

	A. caudalis femoris proximalis Ramus articularis genus der A. saphena R. cranialis der A. saphena R. caudalis der A. saphena A. caudalis femoris media A. genus descendens A. caudalis femoris distalis A. genus proximalis lateralis A. genus proximalis medialis A. genus media Aa. surales A. genus distalis lateralis A. genus distalis medialis A. nutriciae tibiae A. tibialis caudalis A. tibialis cranialis A. recurrens tibialis cranialis R. superficialis
Pfote	Aa. metatarsae A. dorsalis pedis A. tarsea medialis und lateralis Aa. metatarsae dorsales II-IV A. plantaris medialis und lateralis Aa. digitales communes und propriae A. arcuata R. perforans proximalis II

2.7.3. Normvarianten

Bei einigen Gefäßen konnten Unterschiede in dessen Ursprüngen bzw. Abzweigungsmustern festgestellt werden. Traten solche Fälle auf wurden diese Varianten für die jeweilige Arterie notiert und je nach Art und Vorkommen mit unterschiedlichen Scores bewertet.

2.7.4. Dichte-, Durchmesser- und Flächenmessungen ausgewählter Arterien

Der Durchmesser und die Dichtemessungen anhand der HU sowie die Flächenmessung und die Bestimmung des Durchmessers in cm wurden bei der A. iliaca externa, A. femoralis, A. saphena, A. poplitea und der A. dorsalis pedis anhand standardisierter Messpunkte durchgeführt (Tab. 8).

Tab. 8: Anatomisch-topographische Orientierungspunkte der Dichte-, Durchmesser- und Flächenmessungen ausgewählter Arterien.

Arterie	Messpunkt	Anatomischer Orientierungspunkt
A. iliaca externa	Direkt vor Abgang der A. profunda femoris	Nach Abgang aus der A. iliaca communis auf ca. halber Höhe im kaudalen Verlauf zum Schenkelspalt
A. femoralis	Direkt vor Abgang der A. circumflexa ilium supf. bzw. A. circumflexa femoris lat.	Auf Höhe des Inguinalspaltes
A. saphena	Direkt nach Abgang aus der A. femoralis	Ca. mittleres bis distales Femurdrittel medial
A. poplitea	Direkt nach Abgang der A. caudalis femoris distalis	Mittig zwischen den Femurkondylen
A. dorsalis pedis	Direkt am Ursprung im Bereich der Tarsalbeuge	Direkt am Ursprung im Bereich der Tarsalbeuge

Die jeweiligen Messpunkte wurden dazu im MPR Modus in allen drei Ebenen (transversal, sagittal, dorsal) senkrecht zueinander ausgerichtet. So konnte ein annähernd kreisrunder Durchmesser bestimmt und damit die Kreisfläche, also die durchschnittliche Größe des Gefäßes evaluiert werden (Abb. 13).

Um etwaige Abweichungen bzw. fehlerhafte Messungen feststellen zu können wurden zudem die Gefäßflächen und -durchmesser nach den jeweiligen mathematischen Kreis-Formeln wie folgt errechnet (Rade und Westergren 2013).

- Kreisdurchmesser (d) = $2 \times \sqrt{\text{Kreisfläche (A)} / \pi}$
- Kreisfläche (A) = $\pi \times (\text{Kreisdurchmesser (d)} / 2)^2$

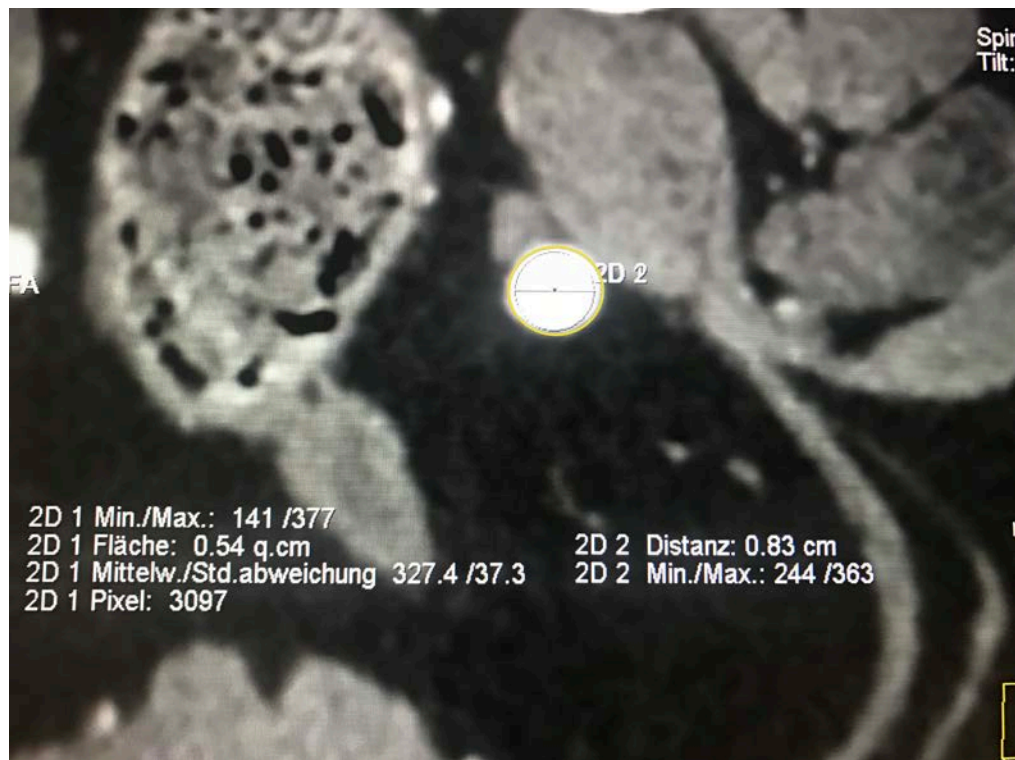


Abb. 13: Messung der Fläche, des Durchmessers und der HU (gelbe Umrandung) am Beispiel der A. iliaca externa. Die Arterie ist deutlich mit KM angereichert und stellt sich als weißer Kreis dar.

2.7.5. Umfangsbestimmung Femur und Tibia

Als weiterer möglicher Korrelationsindex wurde der Knochenumfang von Femur und Tibia auf Höhe des jeweiligen Foramen nutricium bestimmt. Dies beruhte auf der Überlegung, dass das Körpergewicht bei besonders kachektischen oder adipösen Tieren unter Umständen nicht mit der Körpergröße korreliert. Aus diesem Grunde wurde, als möglicherweise exakterer Parameter, der Knochenumfang von Femur und Tibia erfasst (Abb. 18).

Zur Umfangsbestimmung der Knochen war es nötig mit Hilfe der MPRs die drei Ebenen senkrecht zueinander auszurichten um eine reproduktive Messung zu erhalten (Abb. 14-16, farbige Linien). Das Foramen (For.) nutricium (Abb. 17) war am besten in der Fenstereinstellung W3000/C500 HU zu erkennen. Bei fünf Hunden mit einem Gewicht zwischen 3,7 – 10,8 kg waren die Foramina auf diese Weise nicht erkennbar. In diesen Fällen wurde anhand der erlangten Erfahrungswerte der Umfang des Femur am Übergang vom proximalen zum mittleren Drittel und bei der Tibia circa auf der Hälfte, dort wo sich das Foramen

normalerweise befindet, gemessen.



Abb. 14: Dorsalschnitt Femurknochen. Die gestrichelten Linien stellen die verschiedenen Ebenen dar. Sie wurden jeweils senkrecht zueinander ausgerichtet.

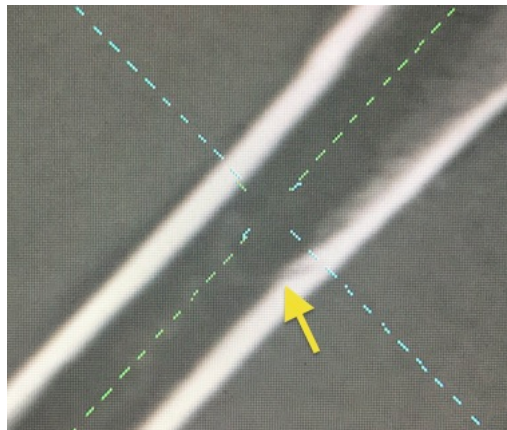


Abb. 15: Sagittalschnitt Femurknochen. Der gelbe Pfeil zeigt auf das For. nutricium. Die gestrichelten Linien stellen die Ebenen dar. Sie wurden jeweils senkrecht zueinander ausgerichtet.

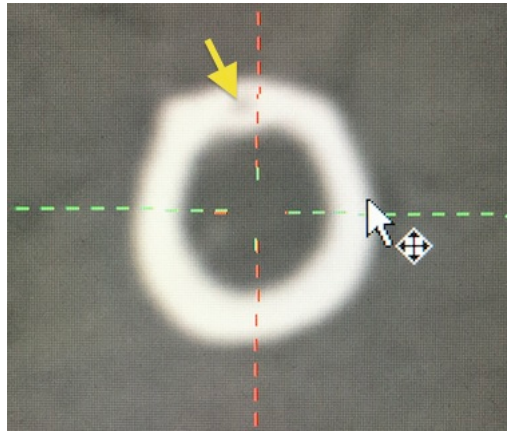


Abb. 16: Transversalschnitt Femurknochen. Der gelbe Pfeil zeigt auf das For. nutricium. Die gestrichelten Linien stellen die Ebenen dar. Sie wurden jeweils senkrecht zueinander ausgerichtet.

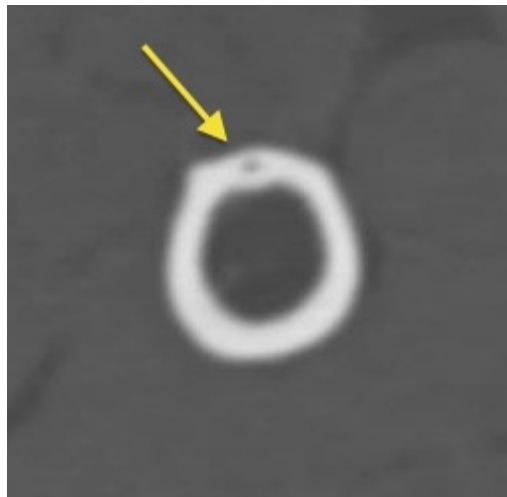


Abb. 17: Darstellung des For. nutricium (gelber Pfeil) in dunklerer Fensterung zur besseren Erkennbarkeit.

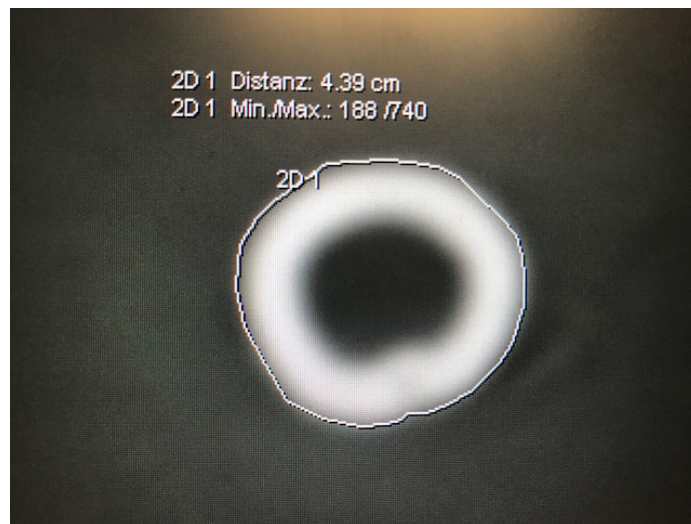


Abb. 18: Umfangsmessung, beispielhaft dargestellt am Femur auf Höhe des For. nutricium.

3. Statistische Analysen

Zur statistischen Auswertung der Daten erfolgte die Transformation der in Excel erstellten Urliste in ein speziell formatiertes Datenblatt. Für die Durchführung der statistischen Berechnungen wurde IBM SPSS Statistics 25 (SPSS Inc. an IBM Company, Chicago, IL) eingesetzt.

Quantitative Größen wurden anhand von Mittelwert und Standardabweichung, Minimum und Maximum sowie den Quartilen beschreibend dargestellt und mittels Shapiro Wilk-Test auf Normalverteilung geprüft.

Bei signifikanter Abweichung von einer Normalverteilung erfolgte der Vergleich zweier unabhängiger Stichproben mit dem U-Test und der Vergleich von mehr als zwei unabhängigen Stichproben mit dem Kruskal-Wallis-Test. War keine signifikante Abweichung nachweisbar, so wurde der t-Test für unabhängige Stichproben für den Vergleich zweier Untergruppen hinsichtlich dieser Parameter verwendet.

Um Zusammenhänge zwischen quantitativen Parametern zu untersuchen, wurde im parametrischen Fall eine Korrelationsanalyse nach Pearson durchgeführt, im nicht-parametrischen Fall eine Rang-Korrelation nach Spearman. Die Güte der Übereinstimmung zwischen zwei Messmethoden wurde mit dem ICC (Intraklassenkorrelationskoeffizient) bewertet.

Zu ordinal und nominal skalierten Größen wurden absolute und prozentuale Häufigkeiten angegeben. Je zwei Größen dieser Skalierung wurden in Kontingenztafeln gegenübergestellt, so dass mit dem Chi-Quadrat-Test geprüft werden konnte, ob eine Abhängigkeit bestand. Bei zu kleinen erwarteten Häufigkeiten wurde alternativ der exakte Test nach Fisher eingesetzt.

Es wurde zweiseitig getestet und ein Signifikanzniveau von 5 % zugrunde gelegt.

IV. ERGEBNISSE

1. Gefäßgesundheit

Acht (27 %) der insgesamt 30 untersuchten Hunde wurden der Gruppe „potenzielle Gefäßalteration“ zugeteilt. Die anderen 22 Tiere (73%) wurden als „gefäßgesund“ eingestuft.

Es erfolgte ein Vergleich beider Gruppen in Bezug auf die Gefäßerkennbarkeit und Symmetrie in der Lage bzw. der Größe. Über den „t-Test“ für normalverteilte, bzw. „U-Test“ für nicht normal-verteilte Parameter sowie dem „Exakten Test nach Fisher“ konnte kein signifikanter Unterschied in der Gefäßerkennbarkeit und der Symmetrie zwischen gefäßgesunden Tieren und Tieren mit einer potenziellen Gefäßalteration ermittelt werden ($p \geq 0,05$, Tab. 15-23, Anhang). Abb. 19 veranschaulicht die gemittelten Werte der Gefäßerkennbarkeit in den verschiedenen Gefäßsegmenten.

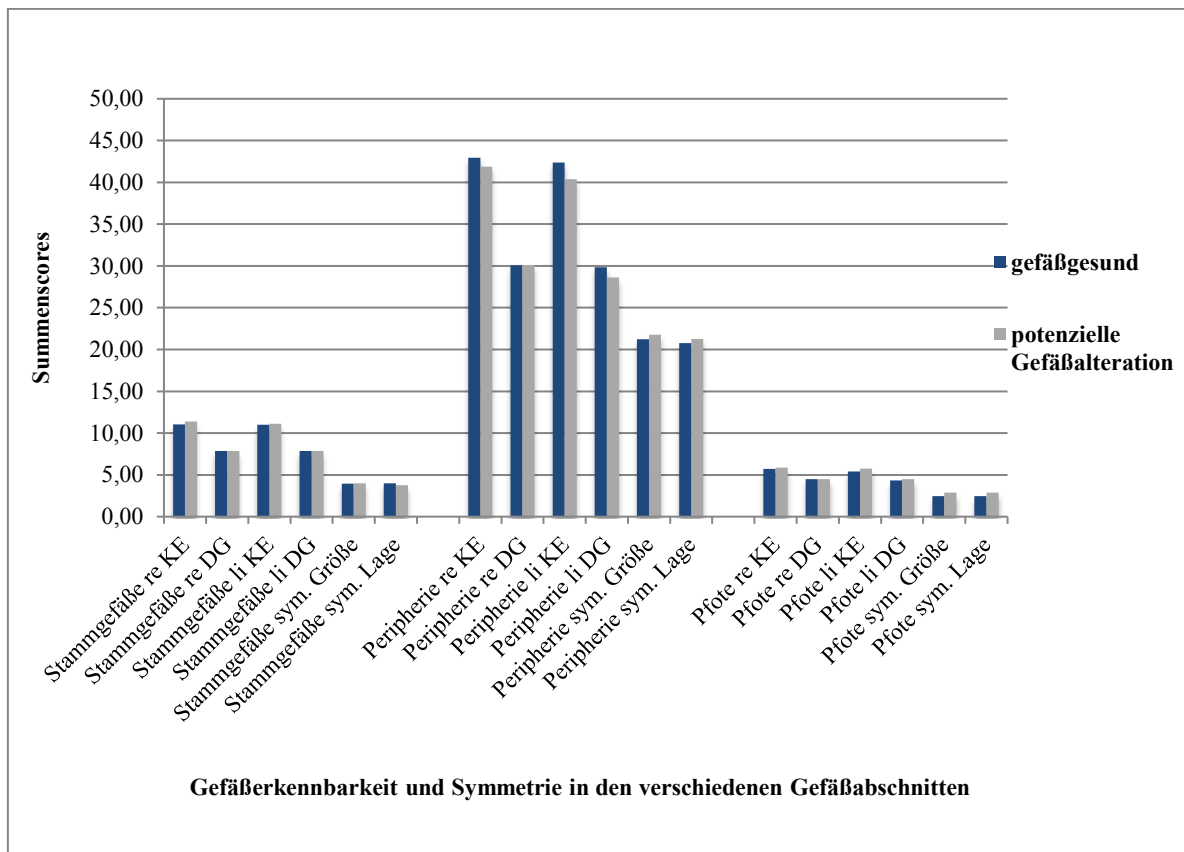


Abb. 19: Vergleich der erzielten Summencore-Mittelwerte in der Gruppe der Gefäßgesundheit (gefäßgesund n=22 vs. potenzielle Gefäßalteration n=8).

Um eine potenzielle, statistische Verzerrung durch die Gruppe „potenzielle Gefäßalteration“ zu verhindern, wurden für die weiteren Analysen trotzdem lediglich die gesunden Tiere herangezogen.

2. Deskriptive Beschreibung und Interpretation der Datensätze

2.1. Geschlechter-, Rasse-, Alters- und Gewichtsverteilung

Bei dem Patientengut handelte es sich insgesamt um 30 Hunde. Davon waren 53,3 % weibliche und 46,6 % männliche Tiere. Es konnte kein signifikanter Unterschied in der Gefäßerkennbarkeit zwischen männlichen und weiblichen Tieren festgestellt werden (Mann-Whitney-Test, p-Werte: Pfote: 0,222; Peripherie: 0,115; Stamm: 0,113; Tab. 28-30, Anhang).

In einer Verteilung von 21 verschiedenen Rassen, kamen mit vier Tieren am meisten Mischlinge, gefolgt von drei Labrador Retrievern und je zwei Greyhounds, Dackel, Australian Shepherds und Golden Retriever vor (Abb. 20). Alle weiteren Rassen waren mit jeweils nur einem Tier vertreten. Aufgrund der großen Rassediversität und der daraus resultierenden kleinen Gruppengrößen ist keine statistische Aussage über einen möglichen Zusammenhang zwischen der Gefäßerkennbarkeit und bestimmten Rassen festzustellen.

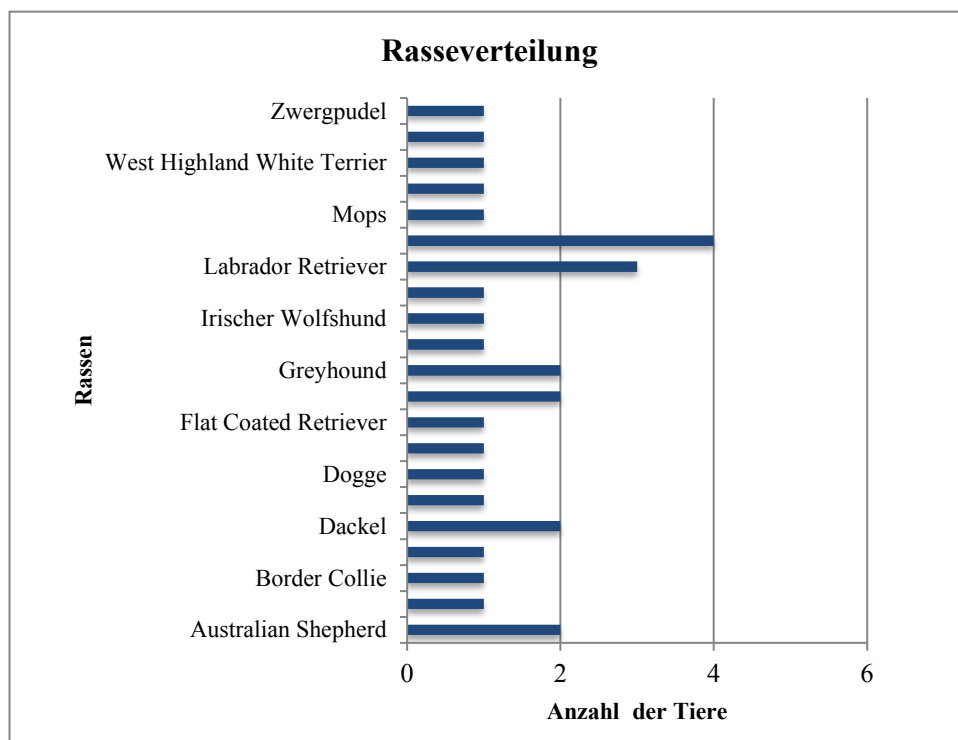


Abb. 20: Rasseverteilung der Hunde.

Die Tiere waren zum Zeitpunkt der Untersuchung zwischen drei und 167 Monaten, also im Mittel 78,0 Monate alt. Das entspricht einem Durchschnittsalter von 6,5 Jahren.

Die 30 Hunde hatten im Mittel ein Gewicht von 22,2 kg. Zur übersichtlicheren Darstellung werden die Hunde, wie in Abb. 21 gezeigt, nach ihrem Vorkommen (Anzahl der Tiere) in verschiedenen Gewichtsgruppen (0-9 kg, 10-19 kg, 20-29 kg, über 30 kg) dargestellt.

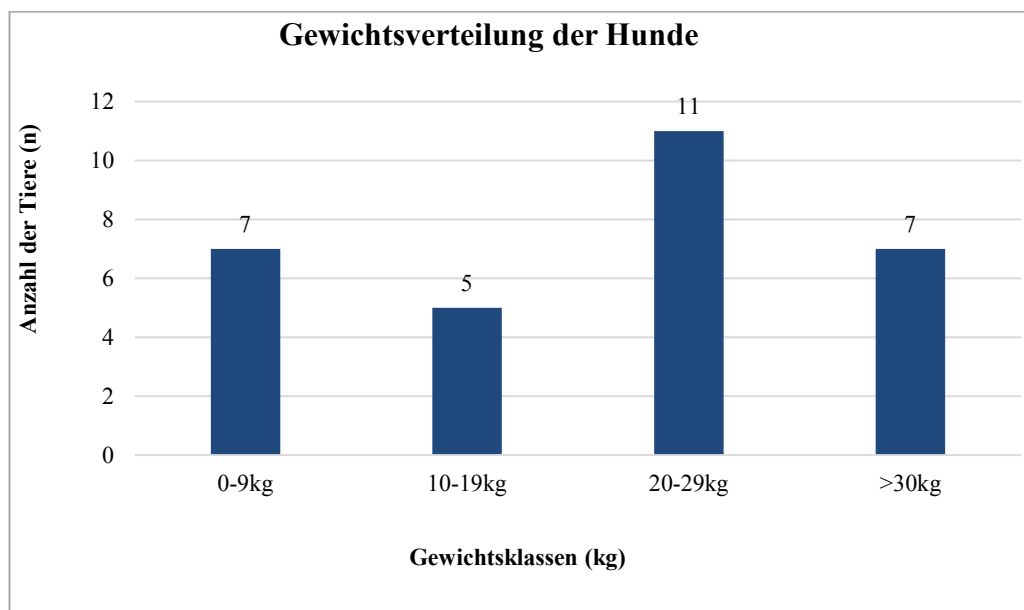


Abb. 21: Gewichtsverteilung der 30 Hunde. Auf der x-Achse wurden die Gewichte zur besseren Anschauung in vier Gruppen (0-9 kg, 10-19 kg, 20-29 kg, über 30 kg) zusammengefasst. Die y-Achse stellt die Anzahl der Tiere (n) dar.

2.2. Korellationsindices: Femur – und Tibiaumfang

In Femur- und Tibiaumfang konnte mittels Kolmogorov-Smirnov-Test eine signifikante Abweichung von einer Normalverteilung ermittelt werden ($p < 0,05$). Die Korrelation zum Körpergewicht in kg wurde daher anhand nicht-parametrischer Methoden (Spearman-Rho) berechnet. Es konnte herausgefunden werden, dass das Gewicht der Hunde stark positiv und signifikant mit dem Femur- ($R=0,796$) bzw. dem Tibiaumfang ($R=0,894$) zusammenhing. (Abb. 22 und 23).

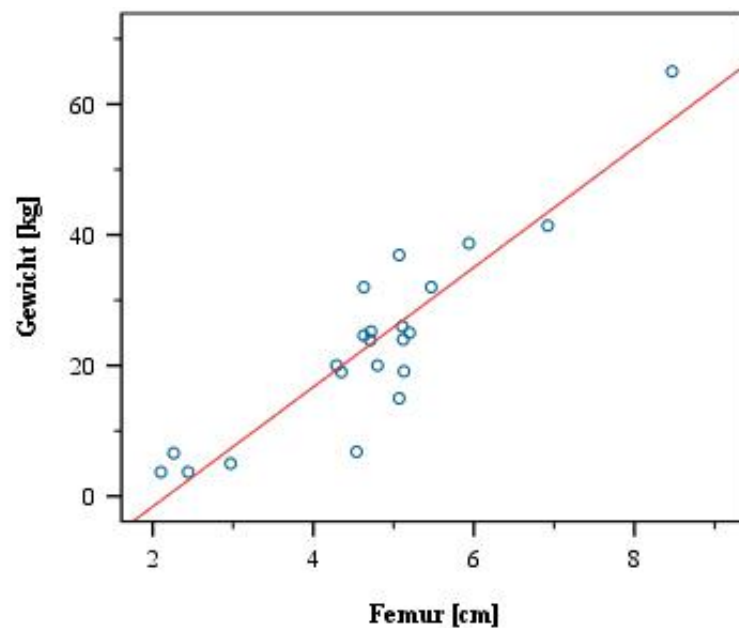


Abb. 22: Korrelation zwischen Gewicht und Femurumfang. Es zeigt sich eine deutliche, positive Korrelation zwischen den beiden Parametern ($n=30$).

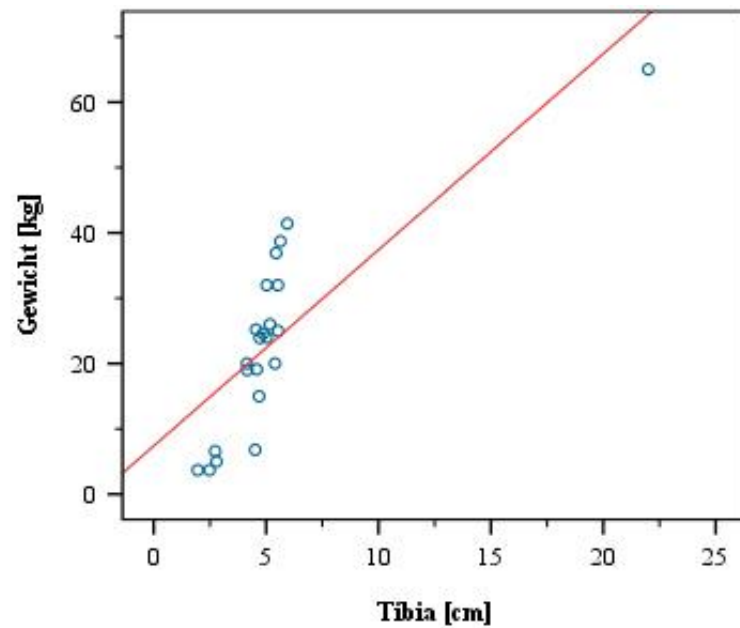


Abb. 23: Korrelation zwischen Gewicht und Femur- bzw. Tibiaumfang. Der Umfang der Tibia zeigt im Vergleich zum Femurumfang einen noch deutlicheren, stark positiven Zusammenhang (n=30).

Dies zeigt, dass in der vorliegenden Untersuchung, das Gewicht der Tiere gut mit den Knochenumfängen korrelierte. Es konnte anhand dieses Vergleiches kein besonders kachektisches oder adipöses Tier ermittelt werden. Zusammenfassend war es daher theoretisch möglich beide Größen für weitere Abhängigkeitsanalysen heranzuziehen.

2.3. Anästhesie

Alle 30 Hunde erhielten einen Venenzugang über die V. cephalica antebrachii. Bei 60 % der Hunde erfolgte die Prämedikation zur Anästhesie mit einem Wirkstoff aus der Klasse der Benzodiazepine. In Abb. 24 wird die prozentuale Verteilung der verwendeten Anästhetika zur Prämedikation der Patienten aufgezeigt.

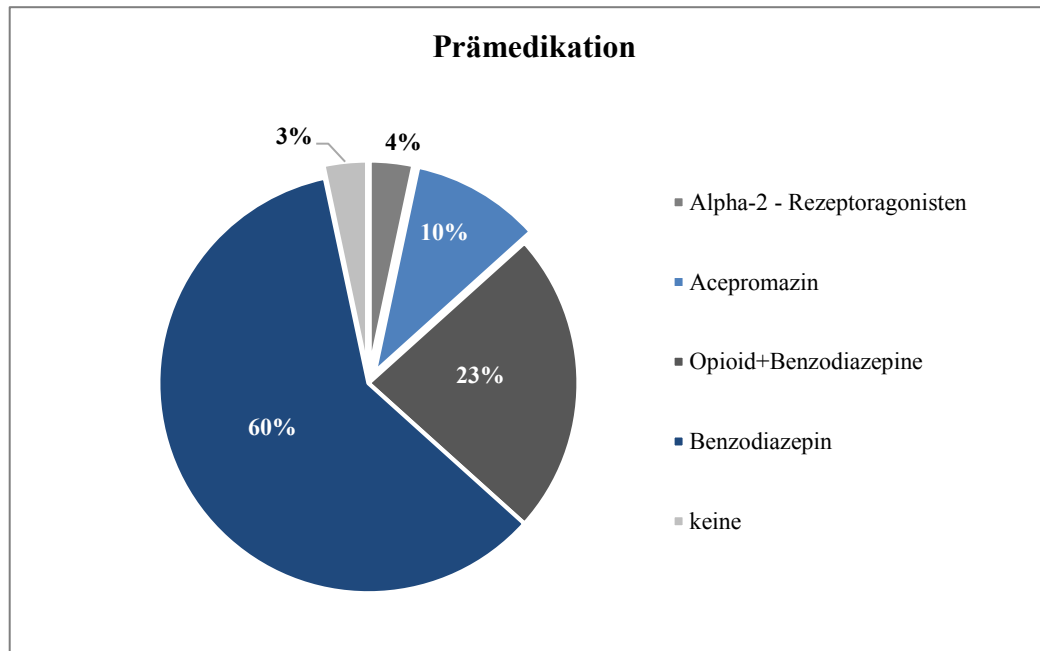


Abb. 24: Prozentuale Verteilung der zur Prämedikation eingesetzten Wirkstoffgruppen (n=30).

Es wurde untersucht, ob eine Korrelation zwischen dem jeweils verwendeten Anästhetikum und der Gefäßerkennbarkeit in den Stammgefäßen, der Peripherie oder den Pfotenarterien festzustellen war (Tab. 57, Anhang). Dabei konnten keine signifikanten Unterschiede nachgewiesen werden (Kruskal-Wallis-Test, p-Werte > 0,05; Peripherie: 0,433; Pfote: 0,585; Stammgefäße 0,323; Tab. 33, Anhang). In der deskriptiven Analyse zeigte der mit Alpha₂-Rezeptoragonisten prämedizierte Hund in allen drei Gefäßabschnitten (Stammgefäße, Peripherie, Pfote) die beste Gefäßerkennbarkeit. Daran anschließend wurde die Acepromazin-Gruppe ebenfalls mit hohen Maximalwerten in der Gefäßerkennbarkeit ausgewertet, gefolgt von den Benzodiazepinen mit bzw. ohne Opioiden.

Bei den Benzodiazepinen kam es zu den weitesten Streuungen. Die drei Gefäßgruppen und die Verteilungsmuster in der Gefäßerkennbarkeit sind in den Abb. 25-27 über Boxplots veranschaulicht dargestellt.

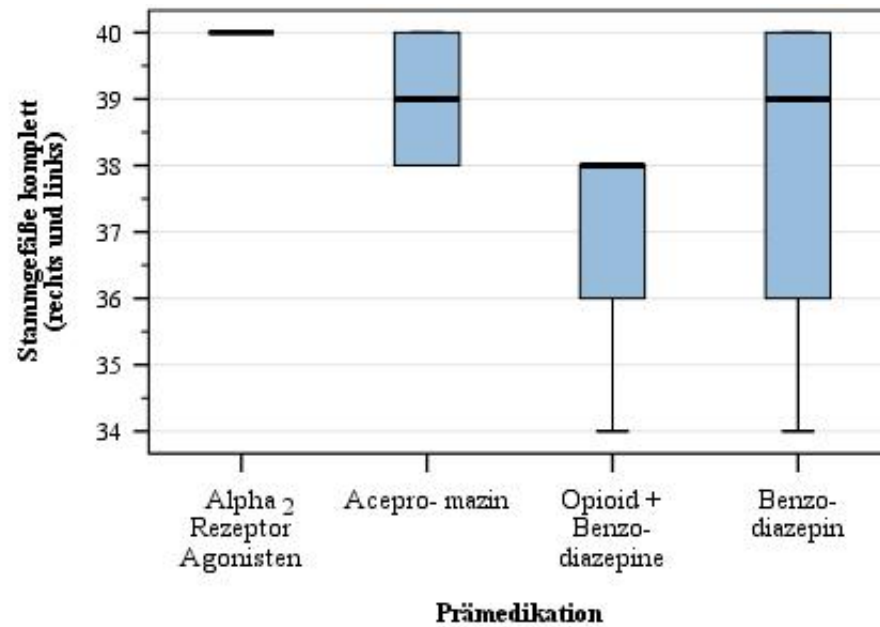


Abb. 25: Darstellung der Summenscores (y-Achse) anhand der verschiedenen Prämedikationen (x-Achse) in den Stammgefäßen.

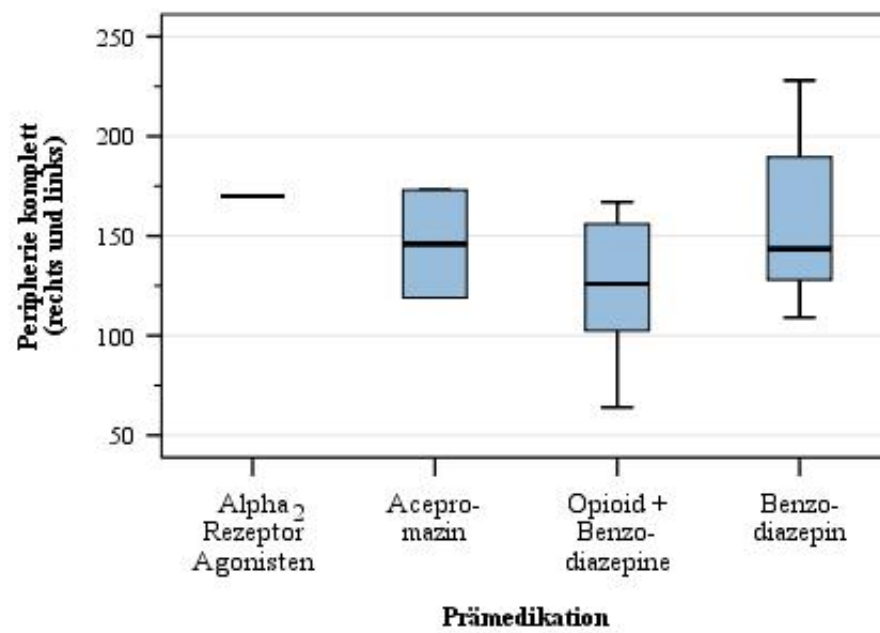


Abb. 26: Darstellung der Summenscores (y-Achse) anhand der verschiedenen Prämedikationen (x-Achse) in der Peripherie.

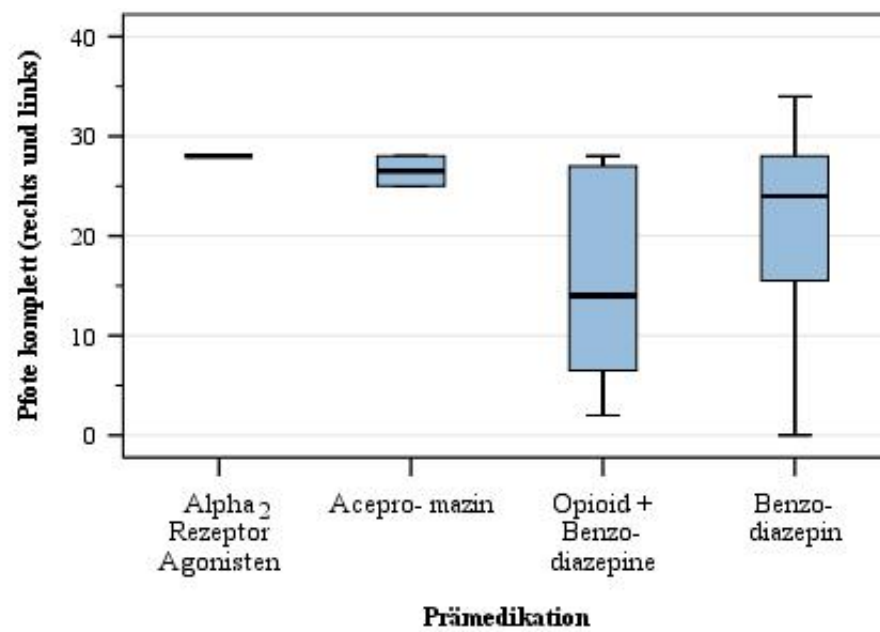


Abb. 27: Darstellung der Summenscores (y-Achse) anhand der verschiedenen Prämedikationen (x-Achse) in den Pfotenarterien.

2.4. Lagerung

Alle ausgewerteten Tiere hatten grundsätzlich nach hinten gestreckte Beckengliedmaßen. Bei den verschiedenen Lagerungen wurden die Optionen Kopf bzw. Beine voran, Rücken- oder Bauchlage und Streckungsgrad der Gliedmaßen berücksichtigt. Die Hunde wurden in sämtlichen Positionen auf dem Patiententisch zur Gantry gelagert, wobei die Bauchlage mit Kopf voran mit 33,3 % überwiegt. Dabei waren die hinteren Extremitäten zu 66,7 % (n=20) vollständig gestreckt, bei sieben Tieren geringgradig (ggr.), bei einem Tier mittelgradig (mgr.) und bei zwei Tieren hochgradig (hgr.) gebeugt. Zu 80 % waren beide Gliedmaßen vollständig symmetrisch zueinander. Eine geringgradige Beugung konnte bei den restlichen 20 % festgestellt werden (Abb. 28).

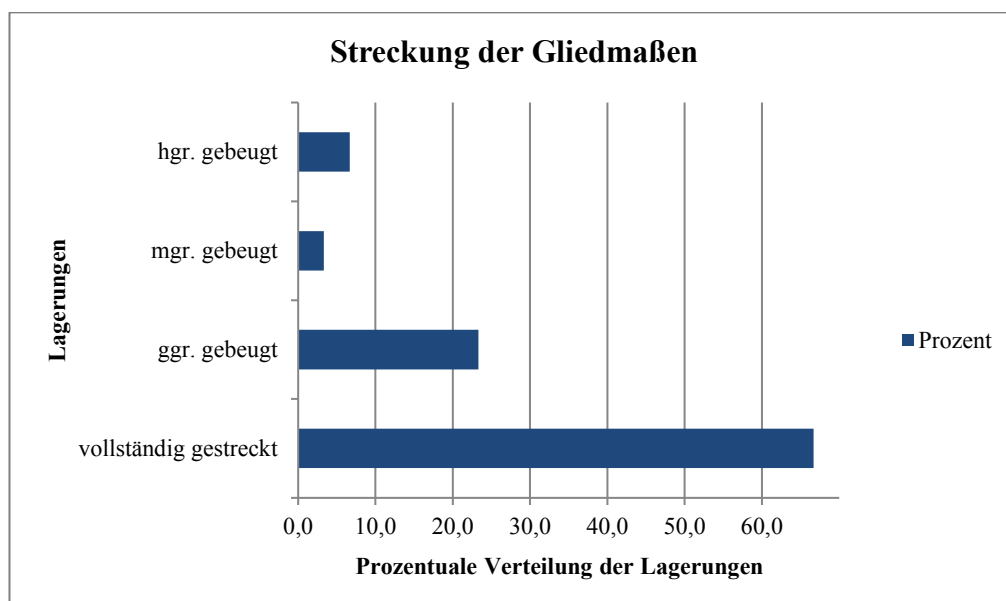


Abb. 28: Darstellung der prozentualen Verteilung in der Streckung der Gliedmaßen bei der Lagerung der 30 Hunde.

Es konnte keine signifikante Abhängigkeit zwischen der Lagerungstechnik und der Gefäßerkennbarkeit im Hinblick auf den Streckungsgrad und Bauch- bzw. Rückenlage hergestellt werden (Tab. 31, Anhang).

2.5. Kontrastmittel- und Kochsalzapplikation

Die Mengen und die verwendeten Flussraten für das Kontrastmittel und den Kochsalzbolus richtete sich nach dem Gewicht der Hunde. So erhielten alle Patienten 2 ml/kg KM und Kochsalz. Die Menge an Kochsalz unterlag größeren Variationen. Je nach Gewicht und Vorerkrankung erhielten die Hunde zwischen 5-20 ml NaCl. Die Flussrate wurde je nach Größe des Tieres und demzufolge der gewählten Größe des Venenverweilkatheters eingestellt.

2.5.1. Flussraten

Es wurde untersucht inwiefern sich die Flussraten von Kontrastmittel und Kochsalz auf die Gefäßerkennbarkeit auswirken (Tab. 35-37, Anhang). Dabei konnte ein stark positiver Zusammenhang zwischen der Kochsalzflussrate und der Gefäßerkennbarkeit in der Peripherie ermittelt werden (Spearman-Korrelation; $R=0,726$; $p<0,001$). Je höher die Flussrate, desto besser waren die Arterien in der Peripherie erkennbar (Abb. 29).

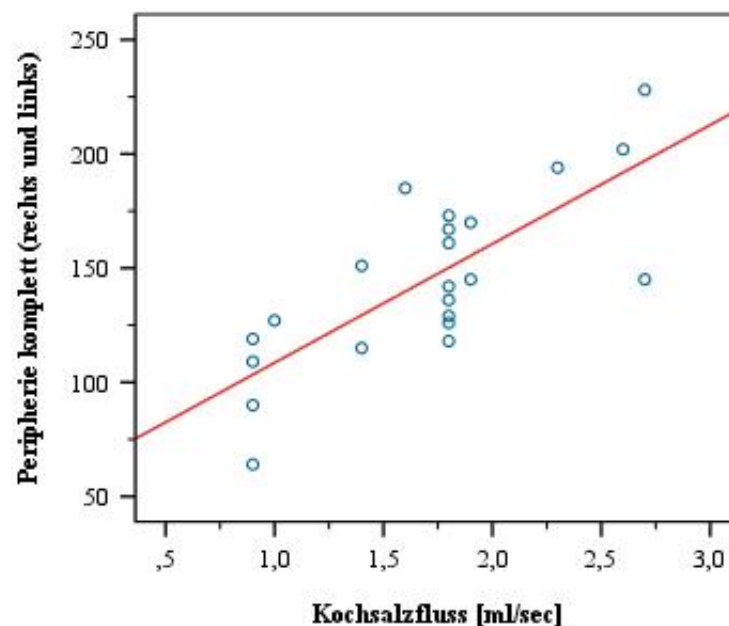


Abb. 29: Korrelation zwischen der Flussrate an Kochsalz (ml/sec) und der erzielten Gefäßerkennbarkeit (Summenscores) der peripheren Arterien.

Dieser stark positive Zusammenhang wurde auch bei der Kontrastmittelflussrate beobachtet (Spearman-Korrelation; $R=0,673$, $p=0,001$) und ist in Abb. 30 dargestellt.

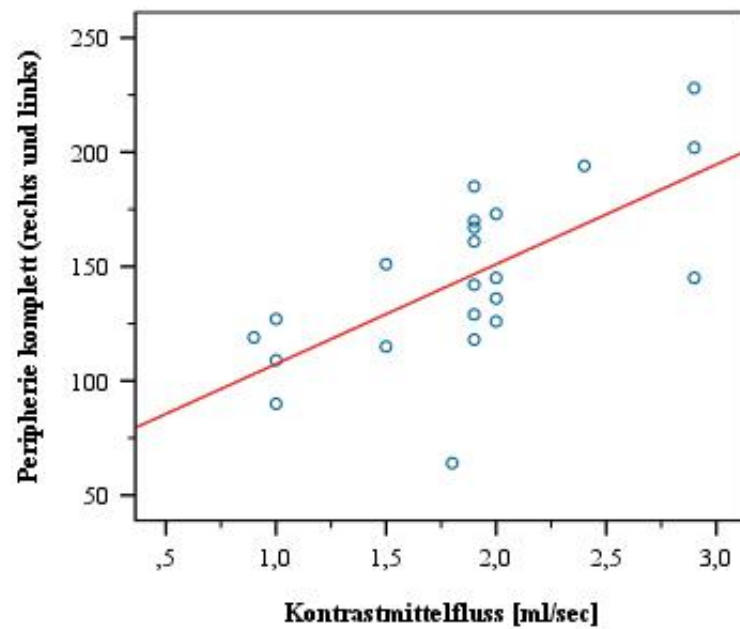


Abb. 30: Korrelation zwischen der Flussrate an Kontrastmittel (ml/sec) und der erzielten Gefäßerkennbarkeit (Summenscores) der peripheren Arterien.

2.5.2. Schwellenwertmessungen

Über die, für jeden Patienten archivierten, Kontrastmittelkurven (Abb. 12) war es zudem möglich die Zeiten (s) vor, bei und nach Erreichen des Schwellenwertes von 100 HU abzulesen. Die statistischen Analysen in Bezug auf eine Korrelation zum Gewicht zeigten bei den gemessenen Zeiten vor, nach und bei Erreichen des Schwellenwertes von 100 HU eine deutlich positive signifikante Abhängigkeit zum Gewicht (Pearson-Korrelation, R-Werte $>0,5$; $p < 0,05$; siehe Tab. 9, Abb. 31 und Abb. 32). Je schwerer die Tiere waren, desto länger dauerte es, bis der Schwellenwert von 100 HU erreicht wurde.

Tab. 9: Darstellung der Korrelation zwischen Schwellenwertmessungen (100 HU) und Gewicht (kg).

Korrelation Schwellenwertmessungen zu Gewicht					
		Zeit bis Schwellenwert 100 HU [sec]	Zeit beim letzten Messwert vor 100 HU [sec]	Zeit beim letzten Messwert nach 100 HU [sec]	Maximal gemessener HU
Gewicht [kg]	Korrelation nach Pearson	0,630	0,590	0,633	-0,604
	Signifikanz (2- seitig)	0,002	0,004	0,002	0,003
	N	22	22	22	22

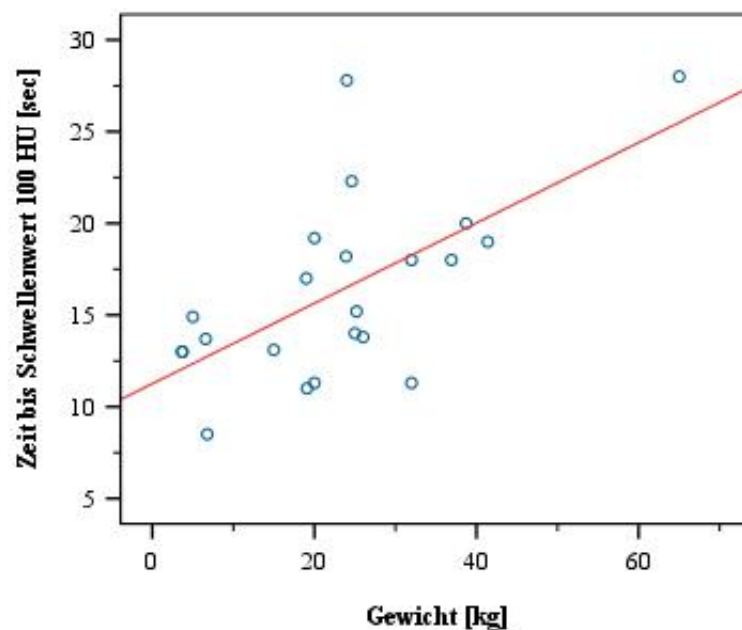


Abb. 31: Darstellung der Abhängigkeit zwischen dem Körpergewicht (kg) der Hunde und der Zeit (sec) bis der Schwellenwert von 100 HU in der Aorta abdominalis erreicht wurde.

Zur übersichtlicheren Darstellung wurden die Hunde, wie bereits in Abb. 21 dargestellt, in verschiedene Gewichtsklassen (0-9 kg, 10-19 kg, 20-29 kg, >30 kg) eingeteilt und im Boxplot die Zeiten bis Erreichen des Schwellenwertes (Abb. 32), bzw. das Verhältnis zu den maximal erreichten HU-Werten (Abb. 33) aufgetragen. Die größte Streuung war dabei in der Gruppe der 20-29 kg schweren Tiere zu beobachten (Abb. 32).

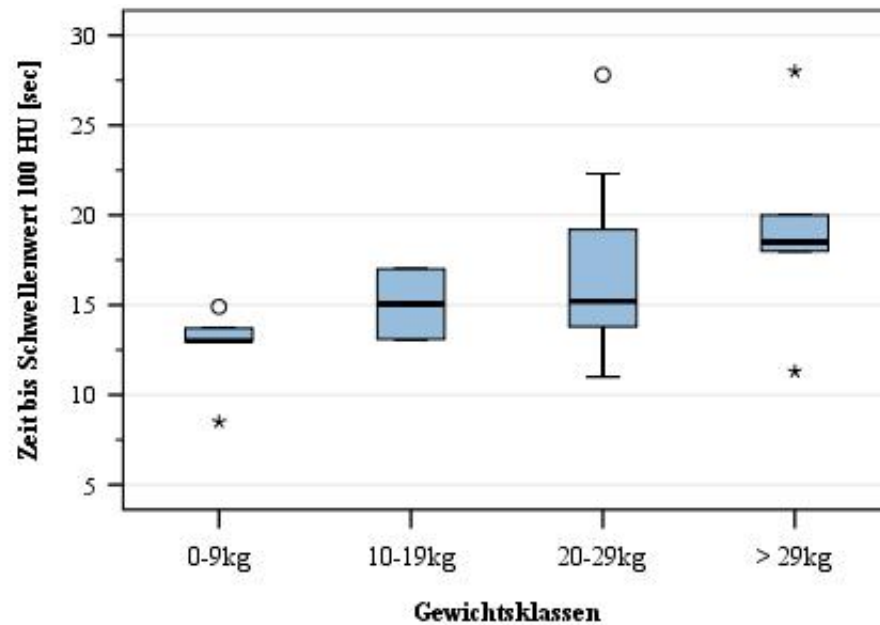


Abb. 32: Veranschaulichende Darstellung der Zeit (sec) bis Erreichen des Schwellenwertes von 100 HU zwischen den verschiedenen Gewichtsklassen.

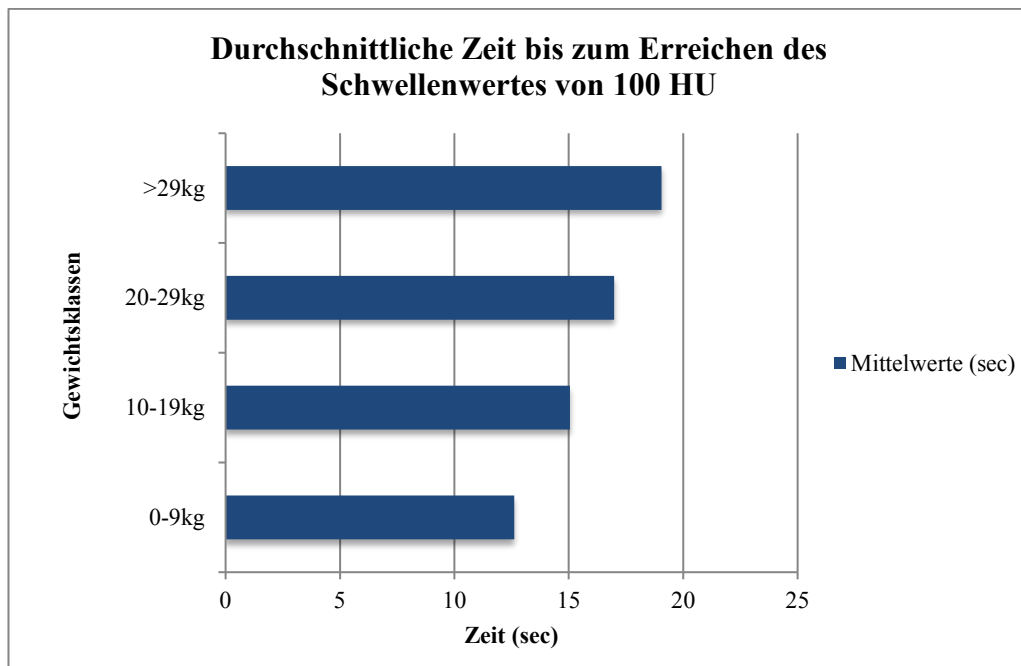


Abb. 33: Gemittelte Zeitpunkte (sec) bis zum Erreichen des Schwellenwertes von 100 HU in den verschiedenen Gewichtsguppen.

Bei den gemessen HU-Werten wurde eine negative, signifikante Korrelation zum Gewicht der Tiere ermittelt (Tab. 9, Abb. 34). Es handelte sich dabei nicht um die absoluten Peakwerte sondern um die gemessenen Werte vor und nach Auslösen des Schwellenwertes.

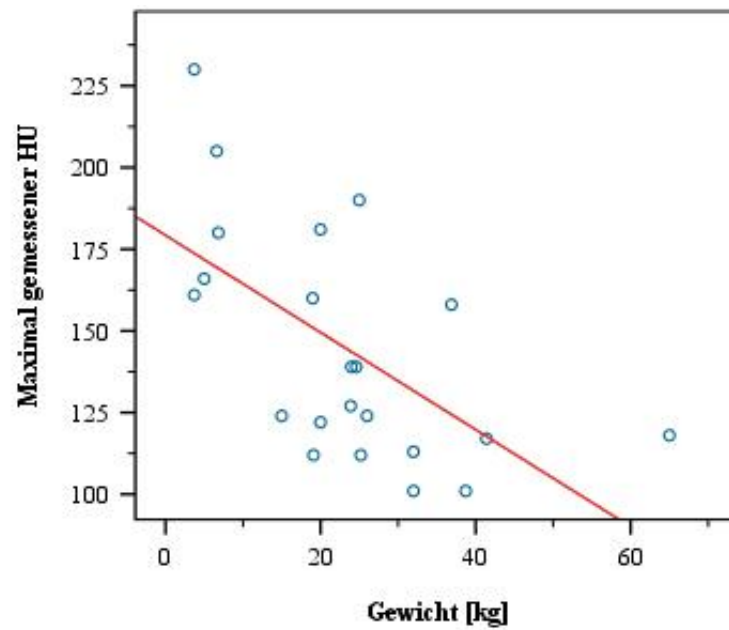


Abb. 34: Darstellung der negativen Abhängigkeit zwischen dem Körpergewicht (kg) der Hunde und den maximal gemessenen HU in der Aorta abdominalis.

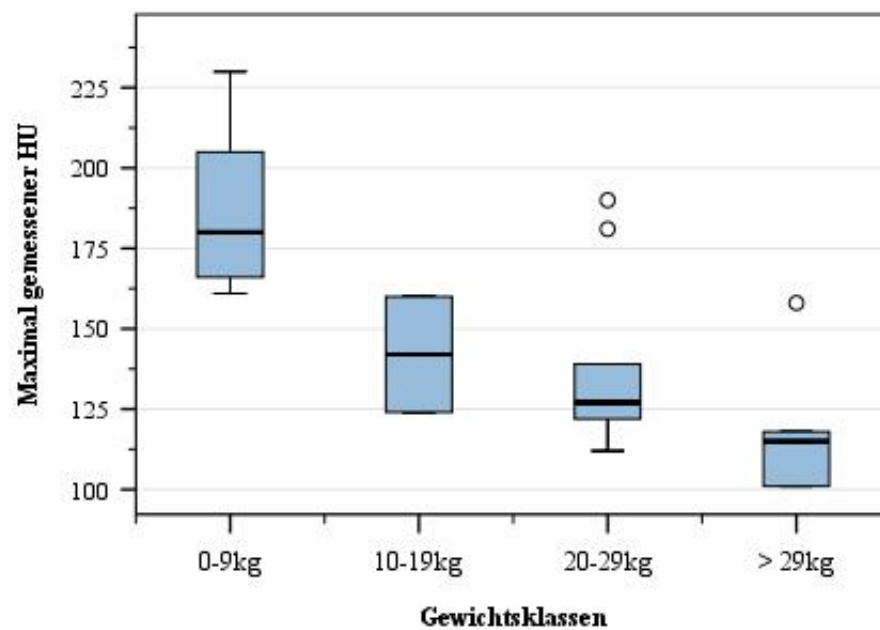


Abb. 35: Veranschaulichende Darstellung der gemessenen Höchstwerte (HU) mit der Verteilung innerhalb der verschiedenen Gewichtsklassen.

Abb. 35 veranschaulicht, dass alle Tiere mit einem Gewicht unter 10 kg Werte über 150 HU erreichten, bei den Hunden über 20 kg allerdings nur drei Tiere solch hohe Werte erzielten.

2.6. Gefäßerkennbarkeit der Stammgefäße

2.6.1. Kontrasterkennbarkeit

Die Kontrasterkennbarkeit (KE) der Stammgefäße war insgesamt sehr gut. Im distalen Verlauf der Gliedmaße nahm sie deutlich ab. Dies spiegelt sich prozentual bereits in der Abnahme der „sehr guten“ Kontrasterkennbarkeit im Bereich der A. poplitea und der A. saphena wieder (Abb. 36).

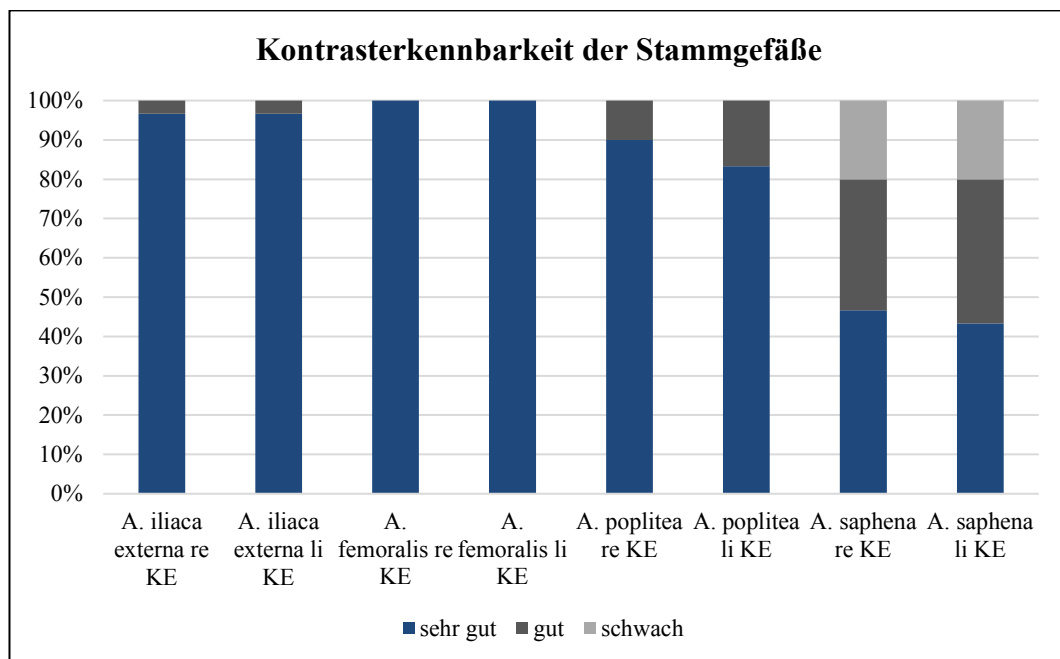


Abb. 36: Darstellung der prozentualen Verteilung (y-Achse) in der Kontrasterkennbarkeit der verschiedenen Stammgefäße (x-Achse) bei n=30.

2.6.2. Durchgängigkeit

Bei der Durchgängigkeit (DG) der Stammgefäße zeigte sich überwiegend eine sehr gute Verfolgbarkeit. Diese nimmt ebenso wie die Kontrasterkennbarkeit im distalen Arterienverlauf etwas ab. Keines der Stammgefäße war überhaupt nicht zu verfolgen (Abb. 37).

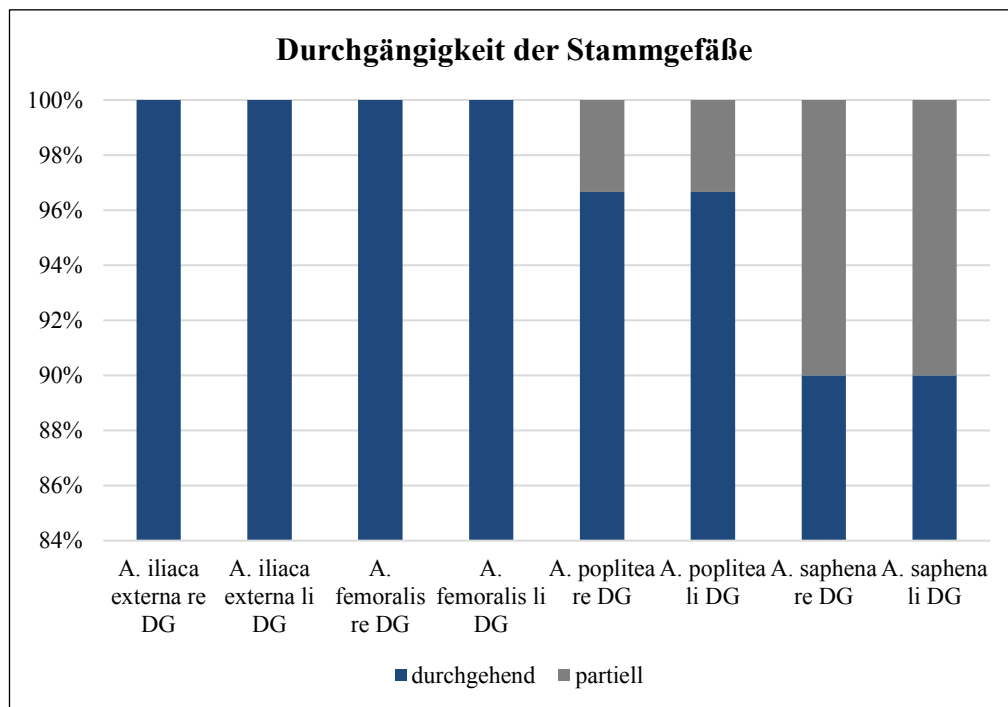


Abb. 37: Darstellung der prozentualen Verteilung in der Durchgängigkeit der Stammgefäße (A. iliaca externa, A. femoralis, A. poplitea, A. saphena).

2.6.3. Dichte-, Durchmesser- und Flächenmessungen der Stammgefäße

Die Dichte-, Durchmesser- und Flächenmessungen der A. iliaca externa, A. femoralis, A. saphena, A. poplitea und A. dorsalis pedis wurden reproduzierbar immer an der gleichen Stelle (siehe Tab. 8) für jeden Patienten vorgenommen. Über den Wilcoxon Test für Paardifferenzen bei nicht normalverteilten (Tab. 38, 40, 42, Anhang), bzw. den T-Test für gepaarte Stichproben bei normalverteilten Werten (Tab. 39, 41, 43, Anhang), konnte zwischen rechter und linker Gliedmaße jeweils kein Unterschied in Fläche und Durchmesser der genannten Arterien festgestellt werden. Bei allen Durchmesser- und Flächenmessungen zeigte sich über die Korrelationsanalysen und Intraklassenkorrelationskoeffizienten eine sehr gute Übereinstimmung zwischen den manuell ausgemessenen und den mathematischen Berechnungen (Tab. 44-51, Anhang). Dies wird über die jeweiligen Zwei-Weg-Modelle für jedes gemessene Gefäß veranschaulicht dargestellt. Zudem wurden die Messergebnisse differenziert für die verschiedenen Gewichtsklassen ausgewertet.

2.6.3.1. A. iliaca externa

Über die Dichtemessungen konnte festgestellt werden, dass sich das Kontrastmittel sowohl in den Stammgefäßen der rechten als auch der linken Beckengliedmaße symmetrisch gut verteilt. Die hohen Mittelwerte von 345,93 HU in der rechten und 352,13 HU in der linken Beckengliedmaße bestätigen darüber hinaus, als numerische Werte, die bereits dargestellte, sehr gute Kontrasterkennbarkeit als objektives Bewertungskriterium (Tab. 10).

Tab. 10: Übersicht der Dichte-, Durchmesser- und Flächenmessungen der A. iliaca externa (n=30).

Arteria iliaca externa	Standard-			
	Mittelwert	abweichung	Min.	Max.
A. iliaca externa HU re	345,93	79,98	190,40	518,90
A. iliaca externa HU li	352,13	86,45	178,30	597,60
A. iliaca externa Fläche [cm] re	0,21	0,13	0,05	0,64
A. iliaca externa Durchmesser [cm] re	0,51	0,18	0,23	0,95
A. iliaca externa errechnete Fläche [cm] re	0,23	0,15	0,04	0,71
A. iliaca externa errechneter Durchmesser [cm] re	0,49	0,16	0,25	0,90
A. iliaca externa Fläche [cm] li	0,22	0,19	0,01	0,98
A. iliaca externa Durchmesser [cm] li	0,50	0,16	0,22	0,86
A. iliaca externa errechnete Fläche [cm] li	0,22	0,13	0,04	0,58
A. iliaca externa errechneter Durchmesser [cm] li	0,49	0,20	0,11	1,12

Die Darstellung der Mittelwerte der Durchmesser für jede Gewichtsklasse und im direkten Seitenvergleich (Abb. 38) zeigt, dass der Durchmesser mit steigendem Körpergewicht kontinuierlich zunimmt und sich rechts und links kaum unterscheidet.

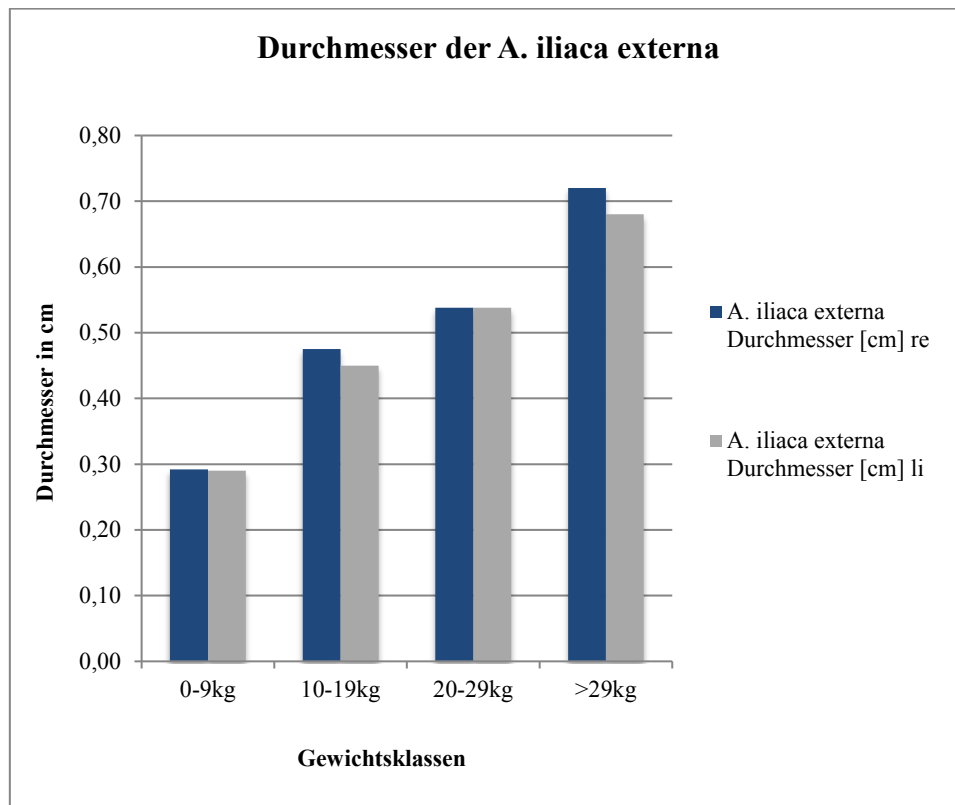


Abb. 38: Durchmesser der A. iliaca externa (Mittelwerte), seitenvergleichend in jeder Gewichtsklasse aufgezeigt für n=30.

Die Abb. 39 und 40 veranschaulichen die gute Übereinstimmung der errechneten mit den gemessenen Werten für Fläche und Durchmesser der A. iliaca externa.

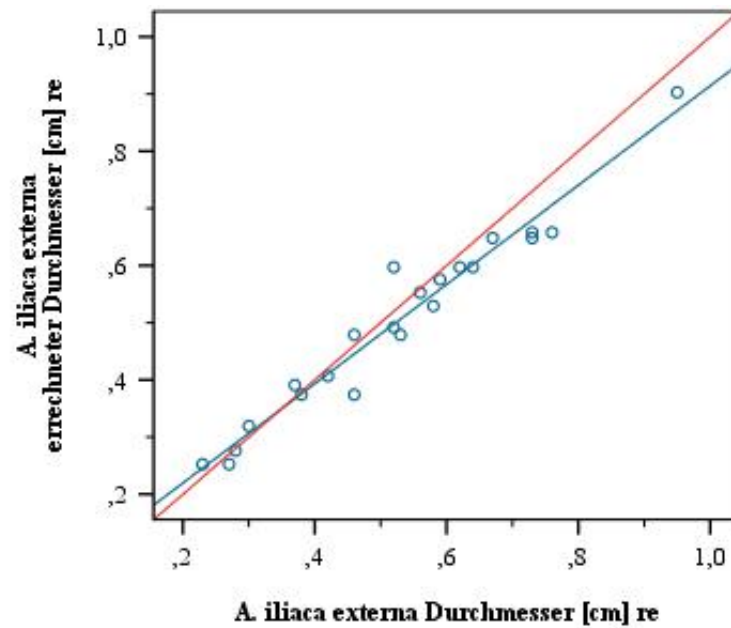


Abb. 39: Zwei-Weg-Effekt zur Darstellung der hohen Übereinstimmung und guten Korrelation zwischen errechneten (y-Achse) und gemessenen Werten für den Durchmesser (x-Achse) der *A. iliaca externa*.

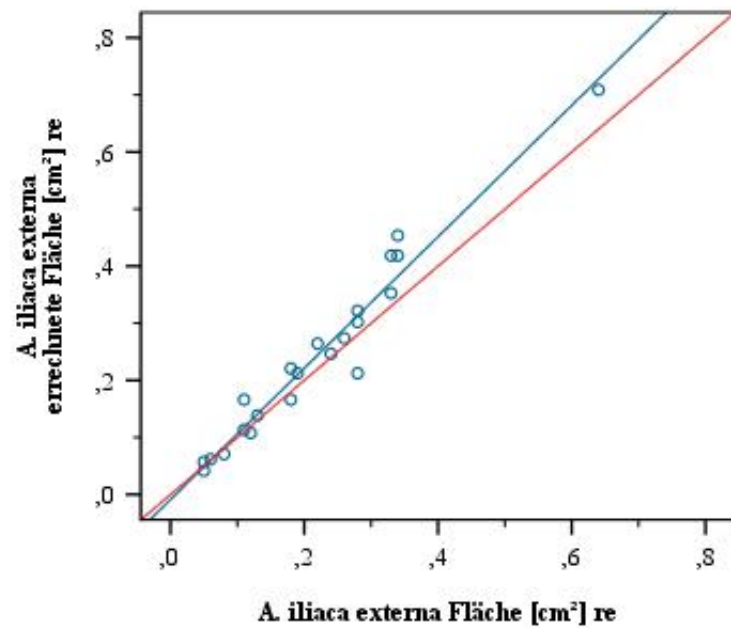


Abb. 40: Zwei-Weg-Effekt zur Darstellung der hohen Übereinstimmung und guten Korrelation zwischen errechneten (y-Achse) und gemessenen Werten für die Fläche (x-Achse) der *A. iliaca externa*.

2.6.3.2. A. femoralis

Die A. femoralis zeigt, verglichen mit der A. iliaca externa als ihr Ursprungsgefäß, mit einer Abnahme des Mittelwertes von nur 8,56 HU rechts, bzw. 10,43 HU links, eine nur zu vernachlässigende Verminderung in der Kontrastmittelanreicherung (Tab. 11).

Tab. 11: Übersicht der Dichte-, Durchmesser- und Flächenmessungen der A. femoralis (n=30).

Arteria femoralis	Mittelwert	Standard- abweichung	Minimum	Maximum
A. femoralis HU re	337,37	76,78	173,80	499,70
A. femoralis HU li	341,70	86,97	191,00	591,50
A. femoralis Fläche [cm] re	0,16	0,10	0,03	0,45
A. femoralis Durchmesser [cm] re	0,47	0,16	0,22	0,78
A. femoralis errechnete Fläche [cm] re	0,19	0,12	0,04	0,48
A. femoralis errechneter Durchmesser [cm] re	0,44	0,14	0,20	0,76
A. femoralis Fläche [cm] li	0,16	0,09	0,03	0,40
A. femoralis Durchmesser [cm] li	0,45	0,14	0,20	0,71
A. femoralis errechnete Fläche [cm] li	0,17	0,10	0,03	0,40
A. femoralis errechneter Durchmesser [cm] li	0,43	0,13	0,20	0,71

Vor allem in der untersten Gewichtsklasse ist im Mittel lediglich eine Abnahme von 0,02 cm im Durchmesser im Vergleich zur A. iliaca externa zu beobachten. Der Unterschied in der schwersten Klasse liegt in einer Abnahme des Durchmessers von ca. 0,1 cm (Abb. 41).

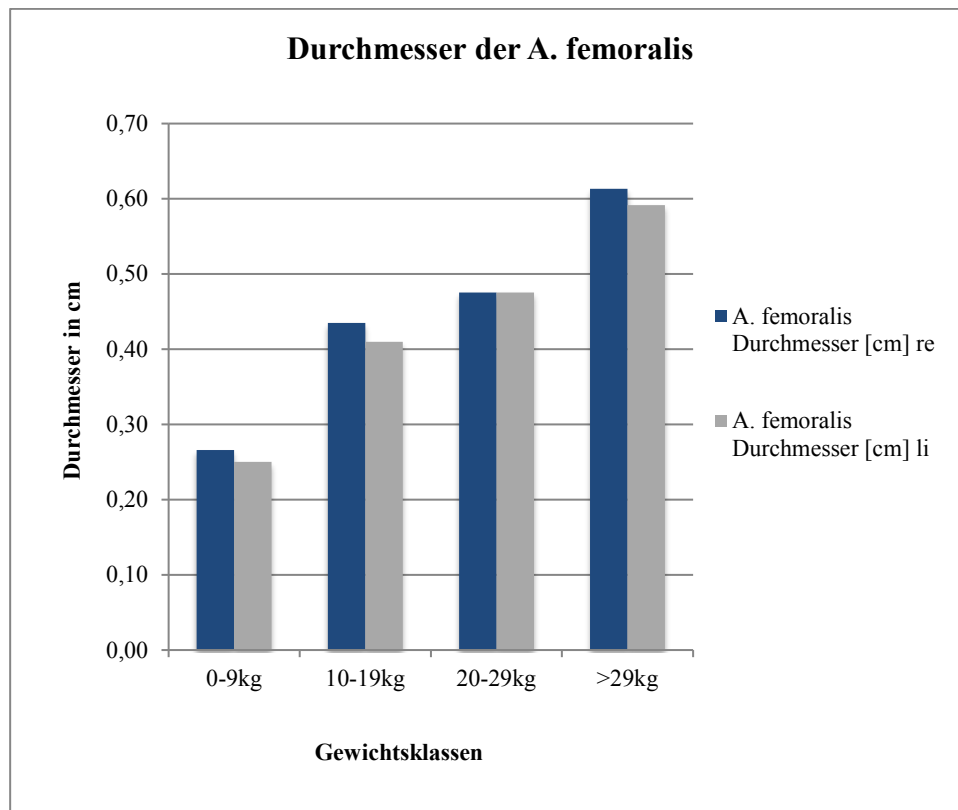


Abb. 41: Durchmesser der A. femoralis (Mittelwerte), seitenvergleichend in jeder Gewichtsklasse aufgezeigt für n=30.

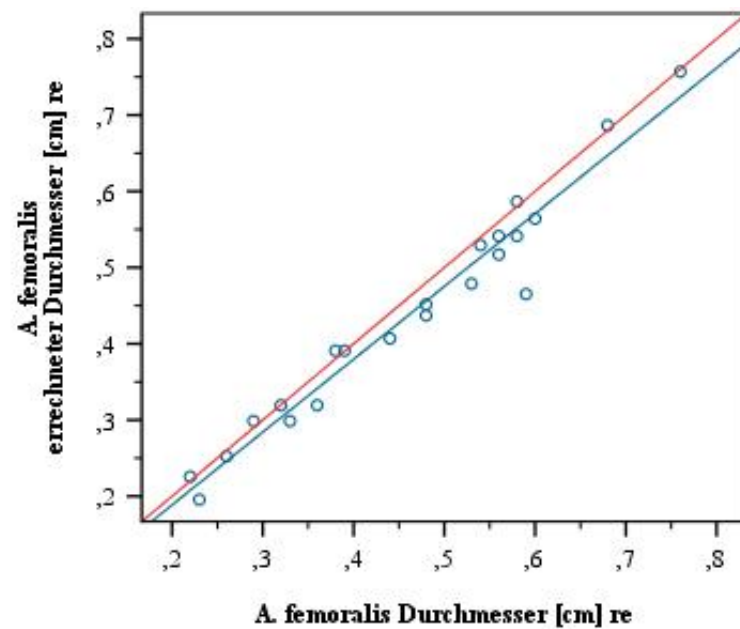


Abb. 42: Zwei-Weg-Effekt zur Darstellung der hohen Übereinstimmung und guten Korrelation zwischen errechneten (y-Achse) und gemessenen Werten für den Durchmesser (X-Achse) der A. femoralis.

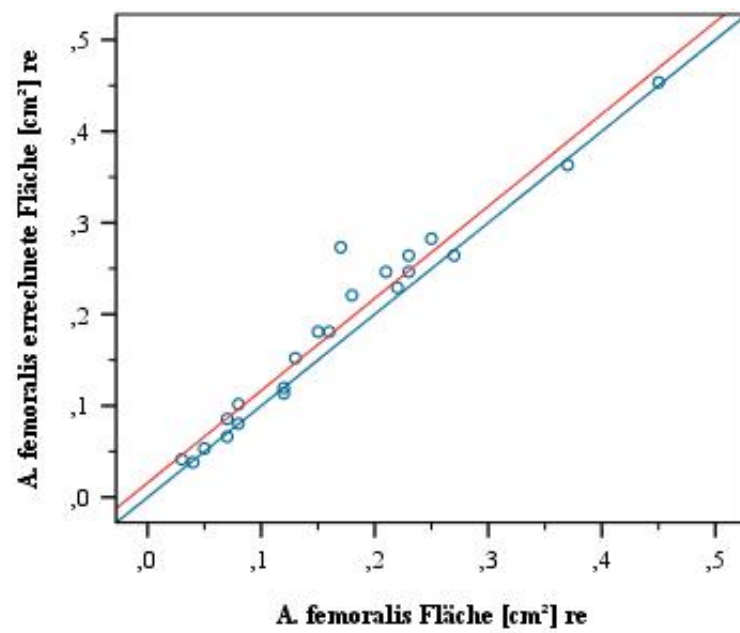


Abb. 43: Zwei-Weg-Effekt zur Darstellung der hohen Übereinstimmung und guten Korrelation zwischen errechneten (y-Achse) und gemessenen Werten (x-Achse) für die Fläche der A. femoralis.

2.6.3.3. A. saphena

Bei der A. saphena, einem Abzweig der A. femoralis kommt es zur verhältnismäßig größten Veränderung im Durchmesser (Abb. 44). Er ist nur noch weniger als halb so groß.

Tab. 12: Übersicht der Dichte-, Durchmesser- und Flächenmessungen der A. saphena (n=30).

Arteria saphena	Mittelwert	Standard- abweichung	Minimum	Maximum
A. saphena HU re	164,77	49,30	85,9	270,1
A. saphena HU li	161,18	64,76	43,1	300,5
A. saphena Fläche [cm] re	0,03	0,02	0,0	0,1
A. saphena Durchmesser [cm] re	0,19	0,05	0,1	0,3
A. saphena errechnete Fläche [cm] re	0,03	0,01	0,0	0,1
A. saphena errechneter Durchmesser [cm] re	0,19	0,05	0,1	0,3
A. saphena Fläche [cm] li	0,03	0,02	0,0	0,1
A. saphena Durchmesser [cm] li	0,19	0,05	0,1	0,3
A. saphena errechnete Fläche [cm] li	0,03	0,02	0,0	0,1
A. saphena errechneter Durchmesser [cm] li	0,19	0,05	0,1	0,3

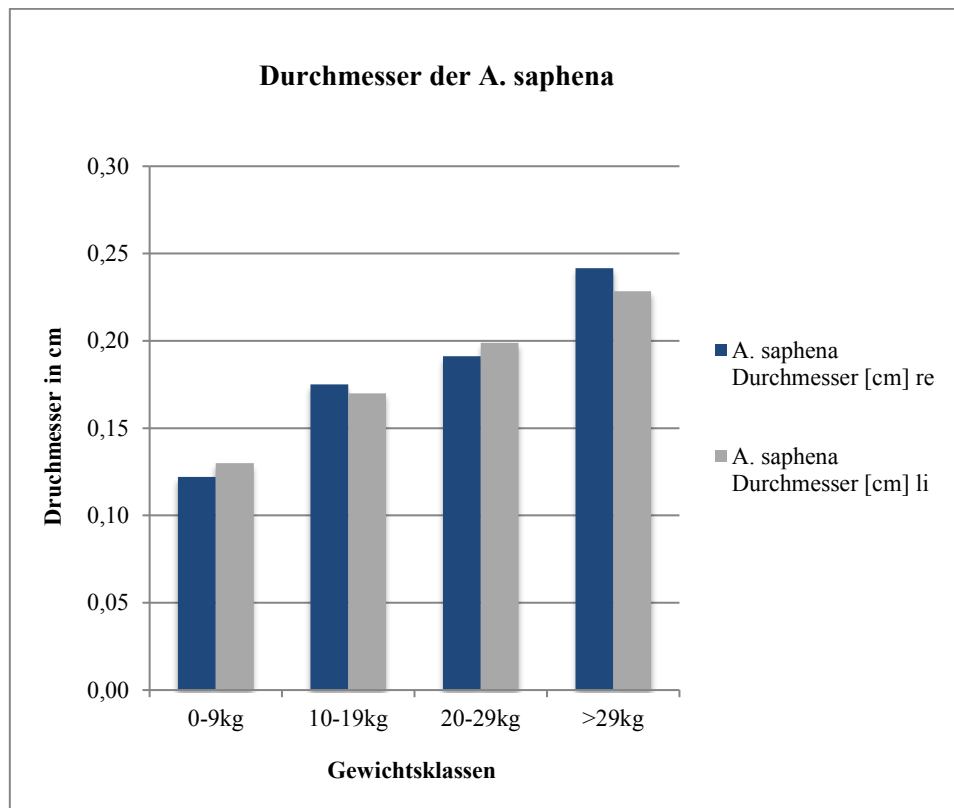


Abb. 44: Durchmesser der A. saphena (Mittelwerte), seitenvergleichend in jeder Gewichtsklasse aufgezeigt für n=30.

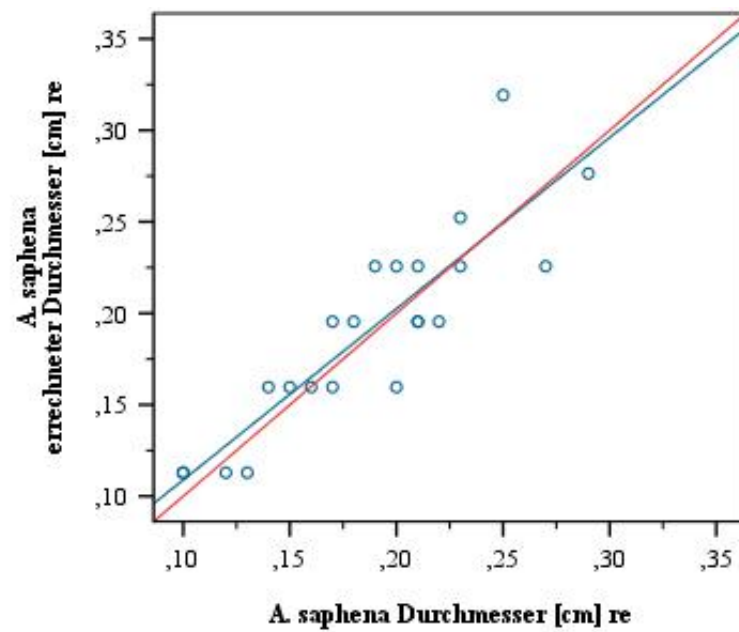


Abb. 45: Zwei-Weg-Effekt zur Darstellung der hohen Übereinstimmung und guten Korrelation zwischen errechneten (y-Achse) und gemessenen Werten für den Durchmesser (x-Achse) der A. saphena.

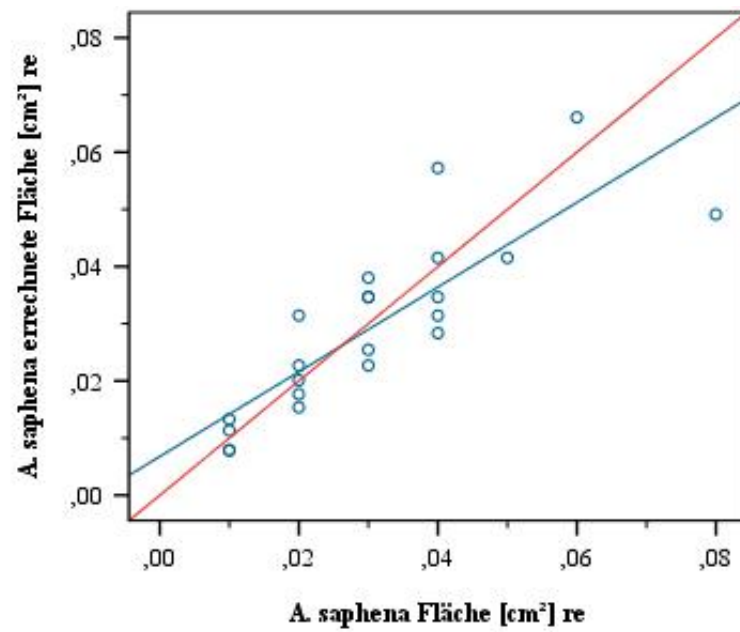


Abb. 46: Zwei-Weg-Effekt zur Darstellung der hohen Übereinstimmung und guten Korrelation zwischen errechneten (y-Achse) und gemessenen Werten für die Fläche (x-Achse) der *A. saphena*.

2.6.3.4. A. poplitea

Die A. poplitea ist als kräftige Arterie im Bereich der Kniekehle mit durchschnittlichen Werten von 263 HU rechts bzw. 272 HU links immer sehr gut erkennbar gewesen.

Tab. 13: Übersicht der Dichte-, Durchmesser- und Flächenmessungen der A. poplitea (n=30).

Arteria poplitea	Mittelwert	Standard- abweichung	Minimum	Maximum
A. poplitea HU re	262,52	75,32	145,00	418,60
A. poplitea HU li	272,64	84,07	113,40	456,50
A. poplitea Fläche [cm] re	0,06	0,04	0,02	0,16
A. poplitea Durchmesser [cm] re	0,27	0,08	0,13	0,44
A. poplitea errechnete Fläche [cm] re	0,06	0,04	0,01	0,15
A. poplitea errechneter Durchmesser [cm] re	0,26	0,08	0,16	0,45
A. poplitea Fläche [cm] li	0,05	0,03	0,01	0,12
A. poplitea Durchmesser [cm] li	0,26	0,08	0,13	0,43
A. poplitea errechnete Fläche [cm] li	0,06	0,03	0,01	0,15
A. poplitea errechneter Durchmesser [cm] li	0,25	0,07	0,11	0,39

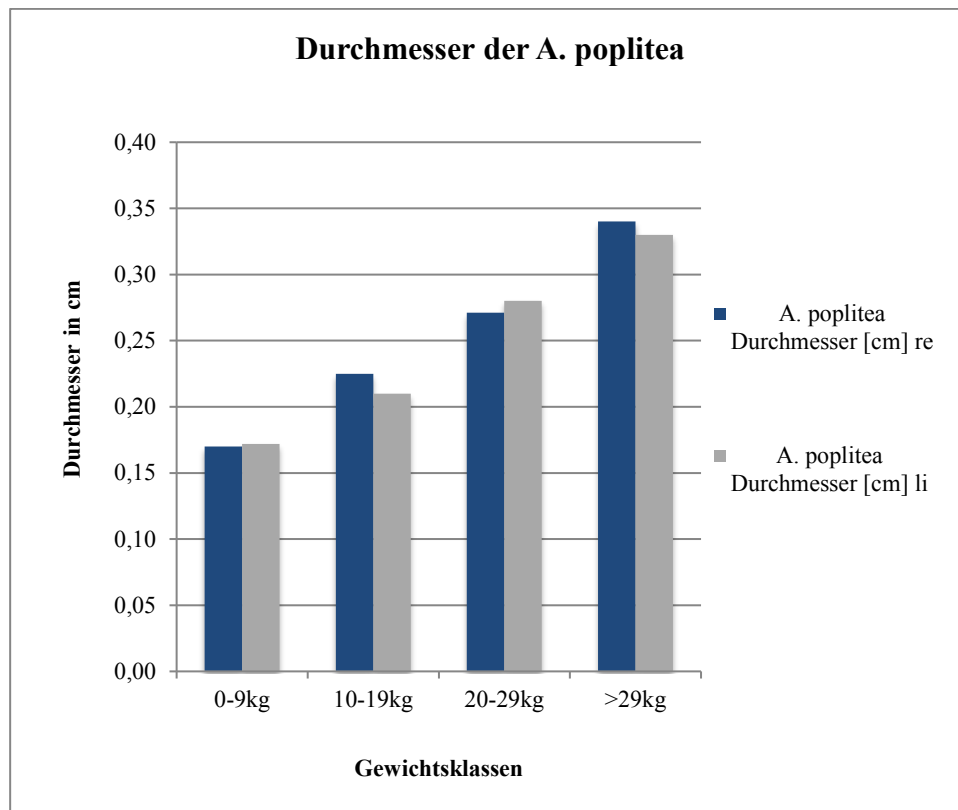


Abb. 47: Durchmesser der A. poplitea (Mittelwerte), seitenvergleichend in jeder Gewichtsklasse aufgezeigt für n=30.

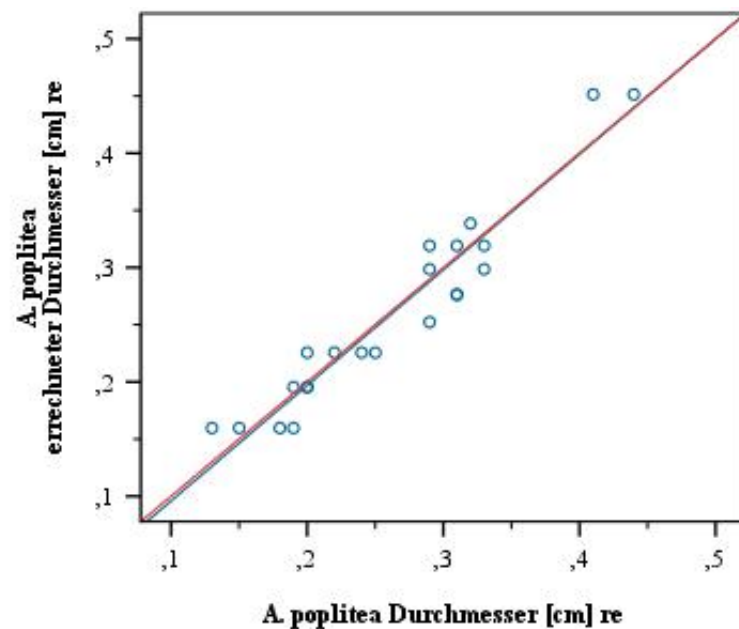


Abb. 48: Zwei-Weg-Effekt zur Darstellung der hohen Übereinstimmung und guten Korrelation zwischen errechneten (x-Achse) und gemessenen Werten für den Durchmesser (y-Achse) der A. poplitea.

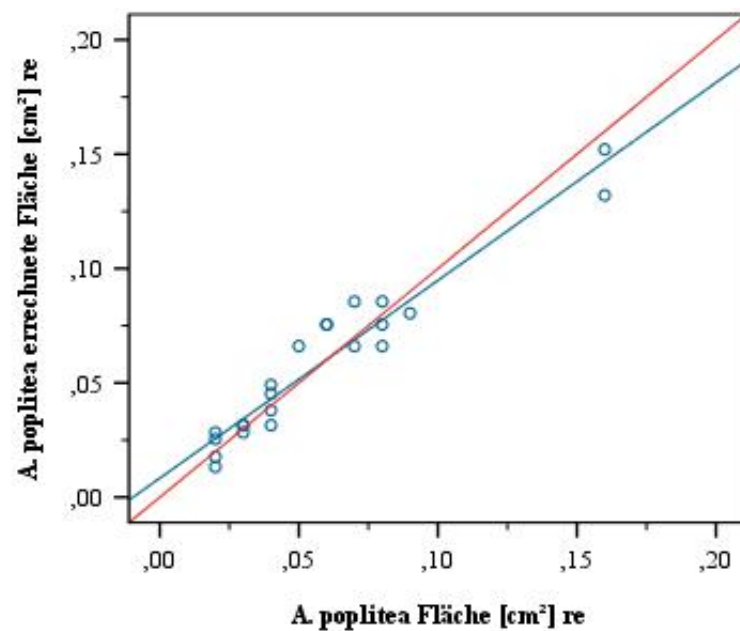


Abb. 49: Zwei-Weg-Effekt zur Darstellung der hohen Übereinstimmung und guten Korrelation zwischen errechneten (x-Achse) und gemessenen Werten für die Fläche (y-Achse) der A. poplitea.

Die Kurvendarstellung der gemessenen HU in den Stammarterien zeigt für jeden Patienten eine ähnliche Form (Abb. 50). Die Kontrastanreicherung im Bereich der A. iliaca externa unterliegt mit Messungen zwischen ca. 150 HU und 600 HU großen Unterschieden bei den verschiedenen Patienten. Es zeigt sich aber für jeden Hund eine Kontinuität in der Verminderung des Enhancements im Verlauf zur A. femoralis hin. Hierbei ist nur eine geringe Abnahme oder sogar ein Plateau der Kurve zu erkennen. Wie bereits die Summenauswertung der A. saphena ergab, liegt bei diesem Gefäß der größte Abfall in der Kontrastierung vor. In der Regel steigt danach der Wert der HU bei der A. poplitea wieder an bevor er im weiteren distalen Verlauf bis hin zur A. dorsalis pedis wieder in unterschiedlich starkem Maße abfällt.

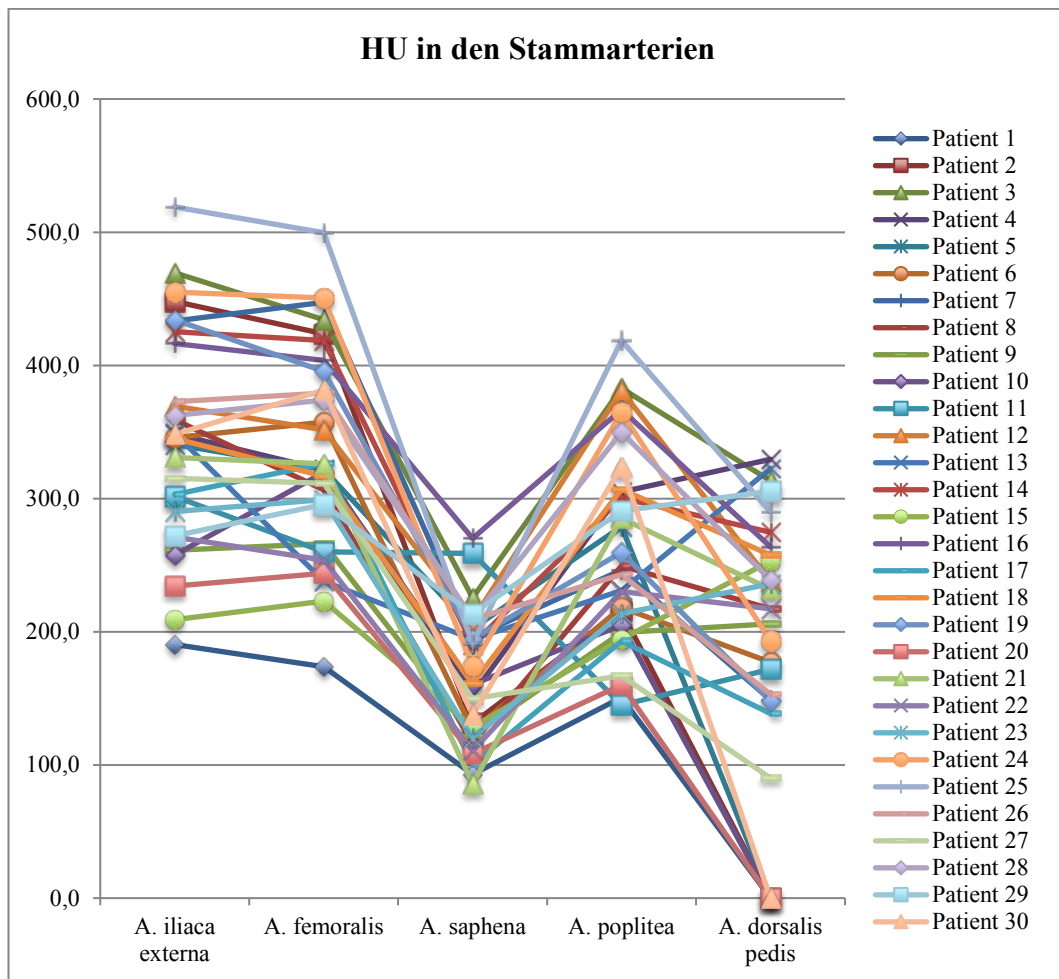


Abb. 50: Messung der gemittelten HU (y-Achse) im Bereich der Stammarterien (x-Achse) für jeden Patienten in einer Kurve dargestellt bei 30 Hunden.

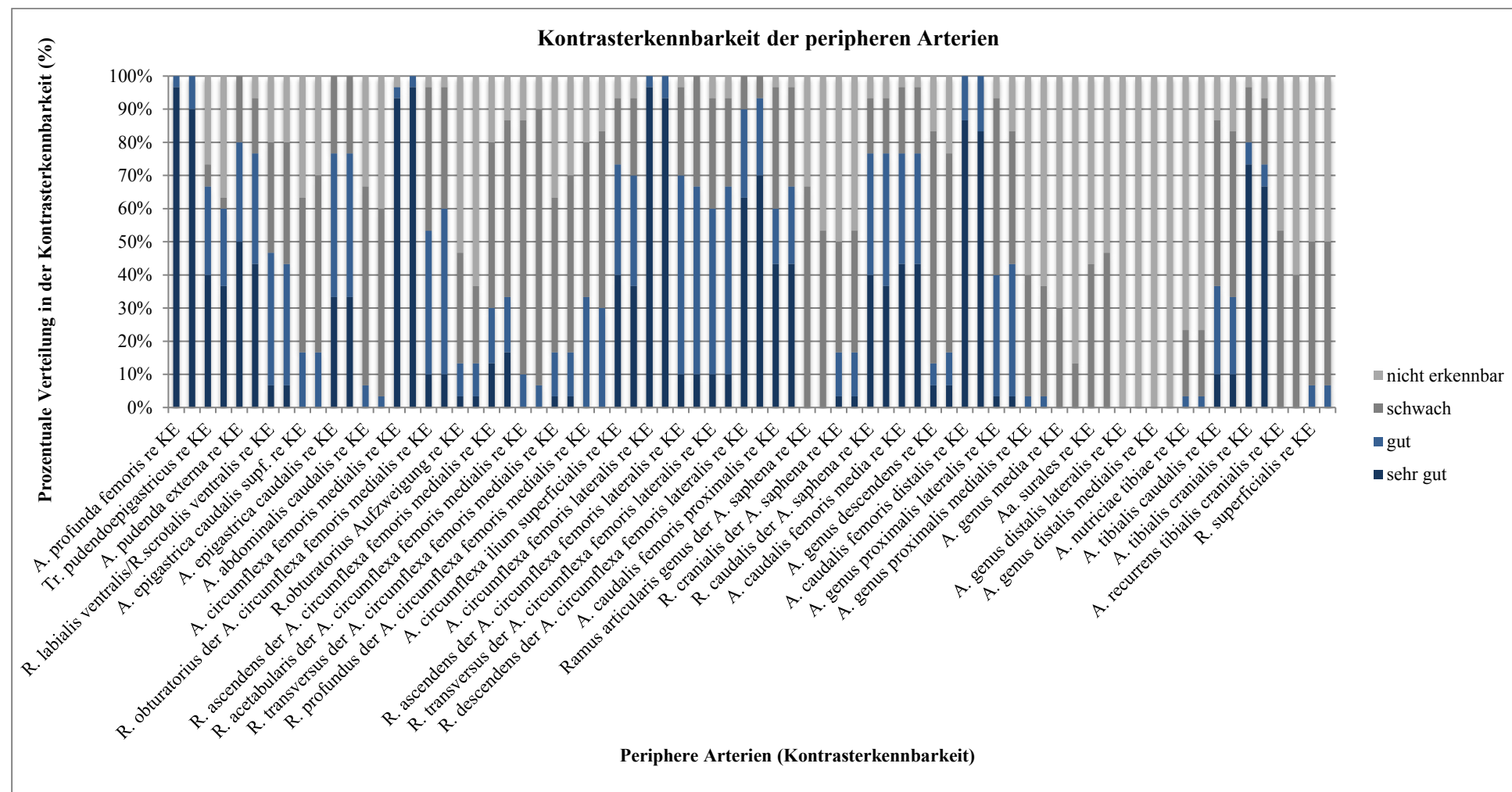
2.7. Gefäßerkennbarkeit der peripheren Gefäße

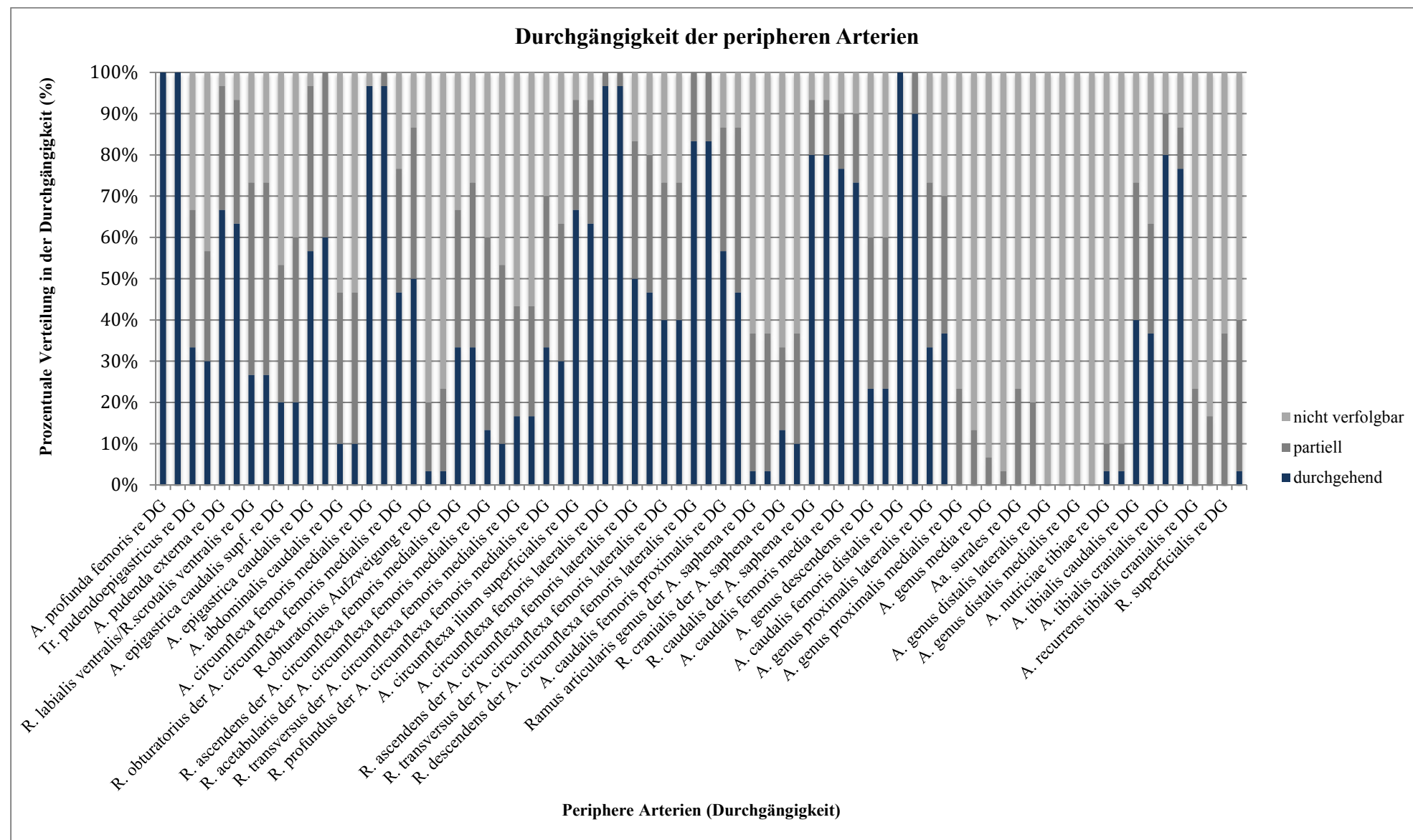
2.7.1. Kontrasterkennbarkeit

Die Kontrasterkennbarkeit und Durchgängigkeit der peripheren Arterien zeigte sich weitaus weniger homogen als die der Stammgefäße. In über 80 % der Fälle waren die A. profunda femoris, A. circumflexa femoris medialis, A. circumflexa femoris lateralis und die A. caudalis femoris distalis sehr gut zu erkennen. Die A. pudenda externa, A. epigastrica caudalis, A. circumflexa ilium superficialis, R. ascendens und R. descendens der A. circumflexa femoris lateralis, R. caudalis der A. saphena, A. caudalis femoris media und die A. tibialis cranialis zeigten zumindest noch bei einem Minimum von 70 % der Hunde eine gute Erkennbarkeit. Die anderen peripheren Arterien waren weniger gut erkennbar. Abb. 51 zeigt eine Übersicht mit den verschiedenen Kontrasterkennbarkeiten für die Arterien in der Peripherie.

2.7.2. Durchgängigkeit

Ebenso wie mit der Kontrasterkennbarkeit verhielt es sich mit der Durchgängigkeit bzw. Verfolgbarkeit der peripheren Arterien. Diejenigen Arterien, die keine Kontrastierung aufwiesen waren auch nicht verfolgbar. Dies traf auf die Aa. genus distales zu. Die weiteren prozentualen Verteilungen in der Gruppe der peripheren Arterien sind in Abb. 52 dargestellt.





2.8. Gefäßerkennbarkeit der Pfotenarterien

Zu den Arterien der Pfoten wurden in der vorliegenden Studie die A. digitalis dorsalis V abaxialis, A. dorsalis pedis, A. tarsea medialis und lateralis, A. arcuata, Aa. metatarsae dorsales II-IV, A. plantaris medialis und lateralis, Aa. digitales communes II-IV, Aa. plantares metatarsae II-IV und der R. perforans proximalis II gezählt.

2.8.1. Kontrasterkennbarkeit

Je weiter distal die Gefäße verfolgt wurden, desto schlechter wurde insgesamt die Gefäßerkennbarkeit. Dies lag zum einen daran, dass es bereits zu einer venösen Anreicherung in den kleinen Pfotengefäßen kam, sodass eine Unterscheidung zu den Arterien nur schwer möglich war. Zum anderen war in einigen Fällen weder im arteriellen noch im venösen System eine Kontrastierung nachvollziehbar. Bis auf die A. dorsalis pedis, die Aa. tarseae, die Aa. metatarsae dorsales II-IV und den Ramus perforans proximalis II waren in den Angiogrammen keine Pfotenarterien zu erkennen (Abb. 53).

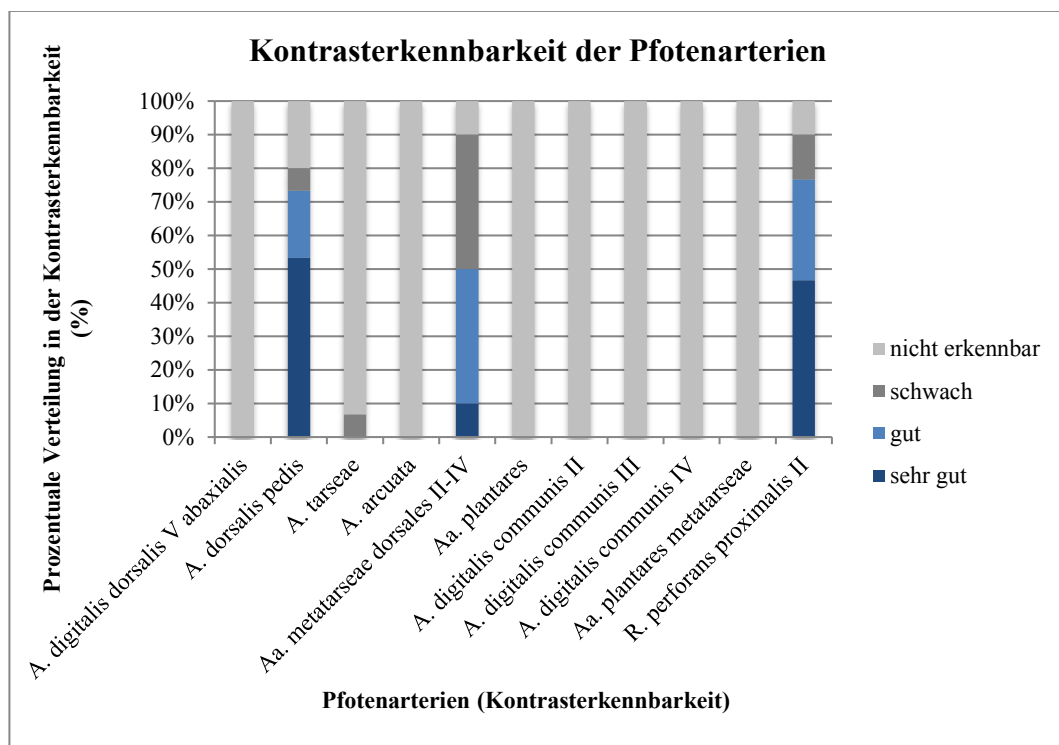


Abb. 53: Darstellung der prozentualen Verteilung (y-Achse) in der Kontrasterkennbarkeit der Pfotenarterien (x-Achse) bei 30 Hunden.

2.8.2. Durchgängigkeit

Die Durchgängigkeit zeigt auch bei den kleinsten Gefäßen distal an der Hintergliedmaße einen direkten Zusammenhang zur Kontrasterkennbarkeit. Selbst die Gefäße, die als nur schwach erkennbar eingestuft wurden, konnten aber in mind. 60 % der Fälle trotzdem durchgehend verfolgt werden (Abb. 54).

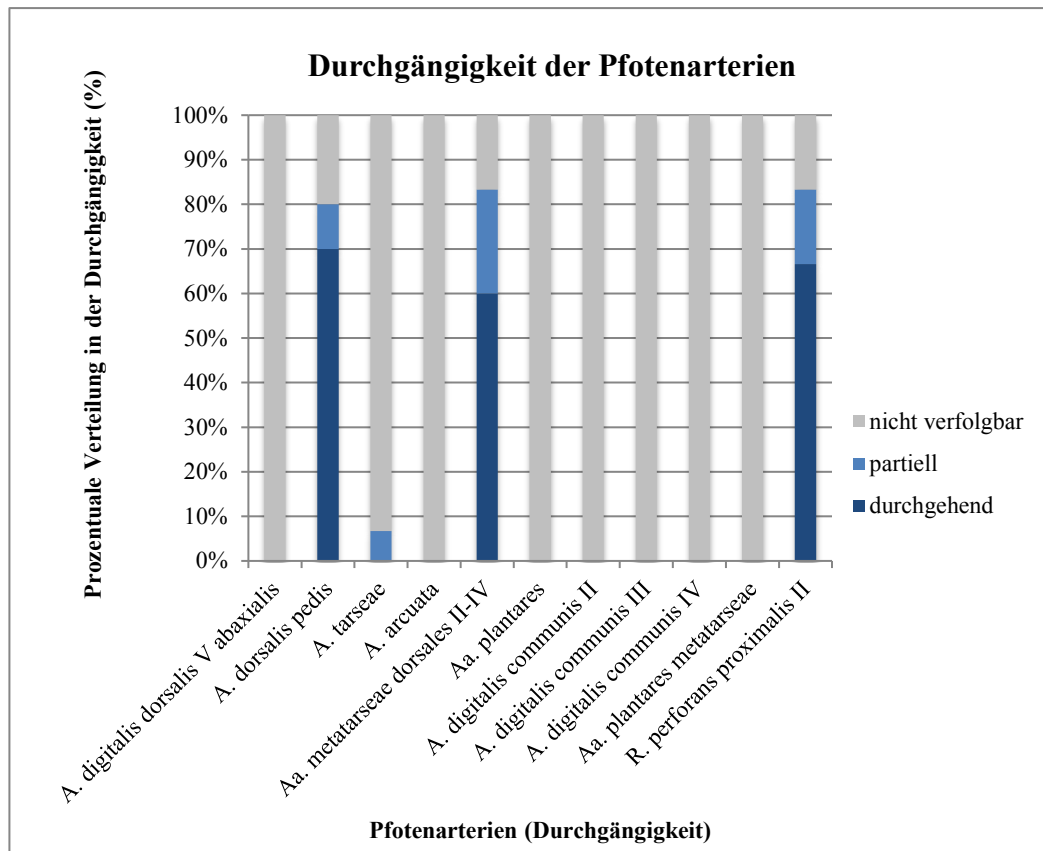


Abb. 54: Darstellung der prozentualen Verteilung (y-Achse) in der Durchgängigkeit der Pfotenarterien (x-Achse) bei 30 Hunden.

2.8.3. Dichte-, Durchmesser- und Flächenmessung der A. dorsalis pedis

In Tab. 14 werden die gemessenen Werte für die A. dorsalis pedis aufgezeigt. Obwohl sich diese Arterie bereits weit distal im Bereich der Tarsalbeuge befindet, zeigt sich eine im Durchschnitt immer noch gute Kontrastmittelanreicherung von 180,52 bzw. 179,47 HU.

Tab. 14: Übersicht der Dichte-, Durchmesser- und Flächenmessungen der A. dorsalis pedis (n=30).

Arteria dorsalis pedis	Standard-			
	Mittelwert	abweichung	Min.	Max.
A. dorsalis pedis HU re	180,520	108,094	0,0	329,5
A. dorsalis pedis HU li	179,470	119,456	0,0	367,7
A. dorsalis pedis Fläche [cm] re	0,024	0,018	0,000	0,060
A. dorsalis pedis Durchmesser [cm] re	0,146	0,085	0,000	0,280
A. dorsalis pedis errechnete Fläche [cm] re	0,022	0,016	0,000	0,062
A. dorsalis pedis errechneter Durchmesser [cm] re	0,153	0,088	0,000	0,276
A. dorsalis pedis Fläche [cm] li	0,022	0,020	0,000	0,080
A. dorsalis pedis Durchmesser [cm] li	0,145	0,095	0,000	0,320
A. dorsalis pedis errechnete Fläche [cm] li	0,023	0,021	0,000	0,080
A. dorsalis pedis errechneter Durchmesser [cm] li	0,142	0,093	0,000	0,319

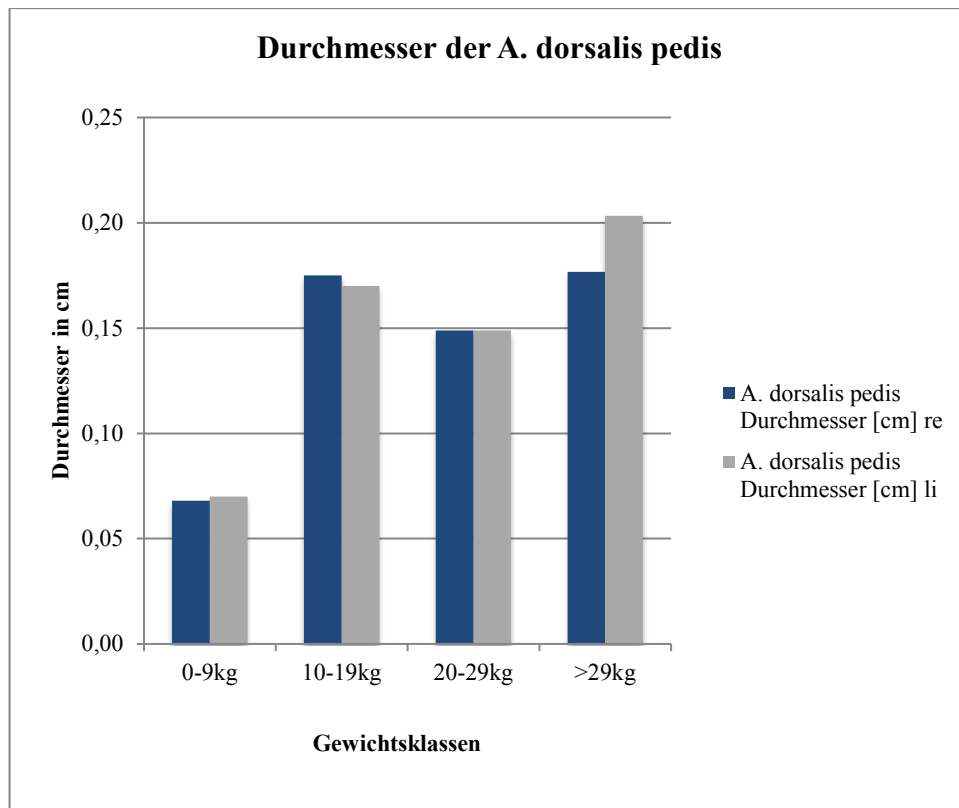


Abb. 55: Durchmesser der A. dorsalis pedis (Mittelwerte), seitenvergleichend in jeder Gewichtsklasse aufgezeigt für n=30.

3. Beschreibung des arteriellen Gefäßverlaufes der caninen Beckengliedmaße anhand der CT-Schnittbildanatomie

Die Arterienanatomie wird in diesem Kapitel größtenteils anhand transversaler Schnittbilder in kranio-kaudaler Reihenfolge beschrieben. Die Aufzweigung der Aorta abdominalis in die paarige A. iliaca interna und **A. iliaca externa** (Abb. 56) erfolgt im Beckenkanal, einige Zentimeter ventral der knöchernen Beckenstrukturen.



Abb. 56: CT-Transversalschnitt nach KM-Gabe bei einem Hund auf Höhe der Beckenschaufeln. Die paarige A. iliaca externa stellt sich kontrastreich (weiß) dar. Dorsal der Aa. iliacae externae verläuft mittig die Aorta abdominalis, ebenso mit KM gefüllt.

Als stets kräftiges Gefäß verläuft die **A. iliaca externa** weiter kaudoventral bevor sie schon nach kurzer Strecke die **A. profunda femoris** (Abb. 57, 58, 59) zu ihrer Medialseite in kranialer Richtung entlässt. Diese war bei allen Tieren als großes Gefäß sehr gut sichtbar.

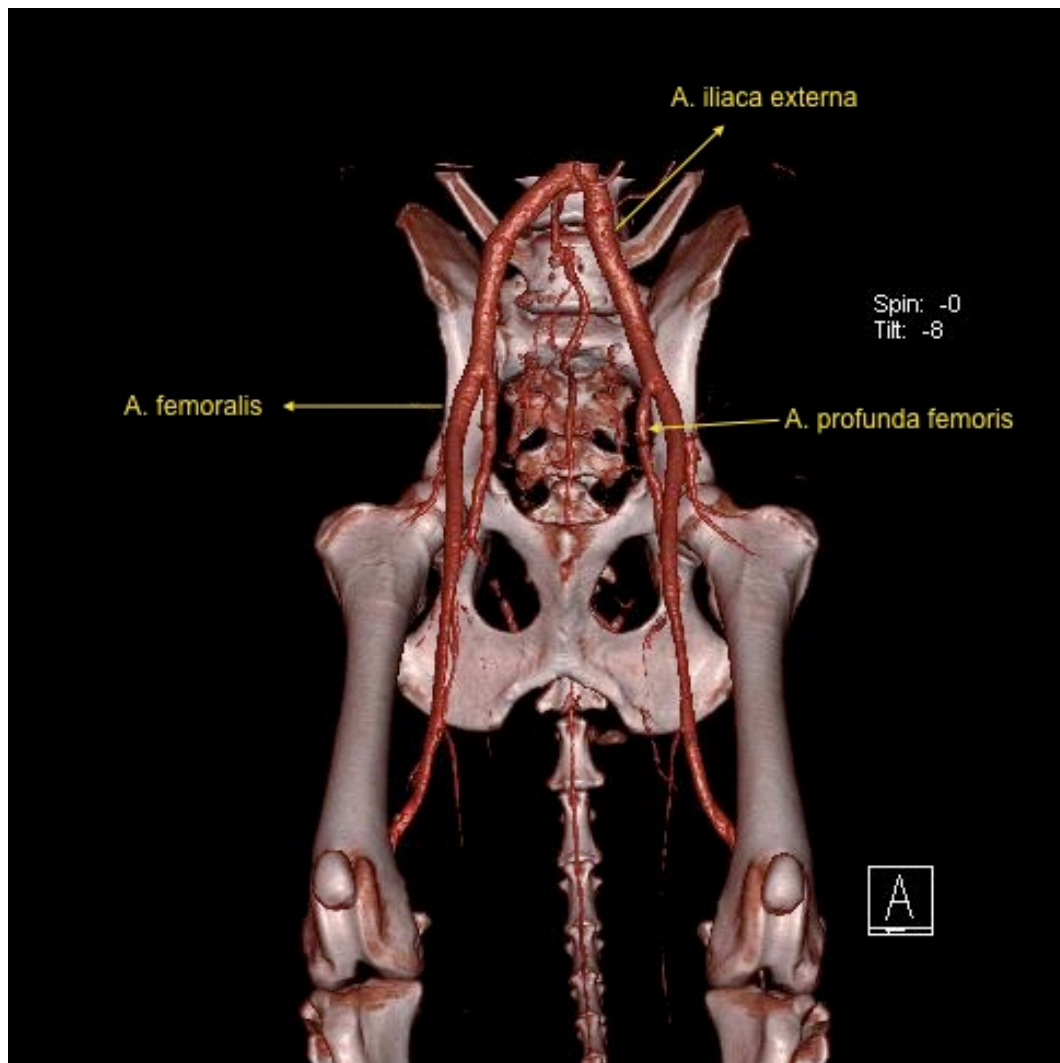


Abb. 57: 3D-Rekonstruktion zur Darstellung der caninen A. iliaca externa, A. femoralis sowie der A. profunda femoris im Bereich des Beckens, bzw. proximalen Oberschenkelbereichs in ventraler Ansicht.

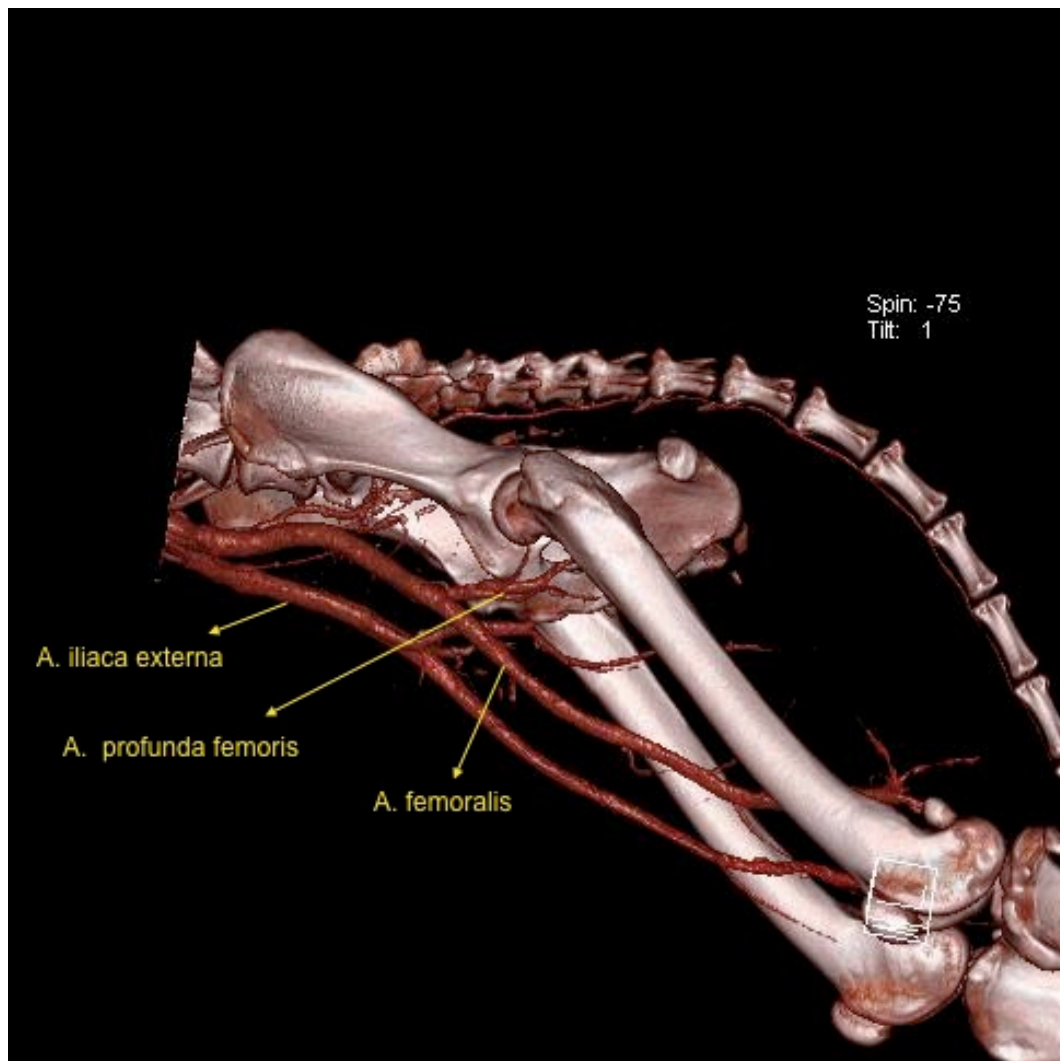


Abb. 58: 3D-Rekonstruktion des caninen Beckens und Oberschenkels in seitlicher Projektion. Als kräftige Gefäße zeichnen sich die A. iliaca externa, die A. profunda femoris und die A. femoralis ab.

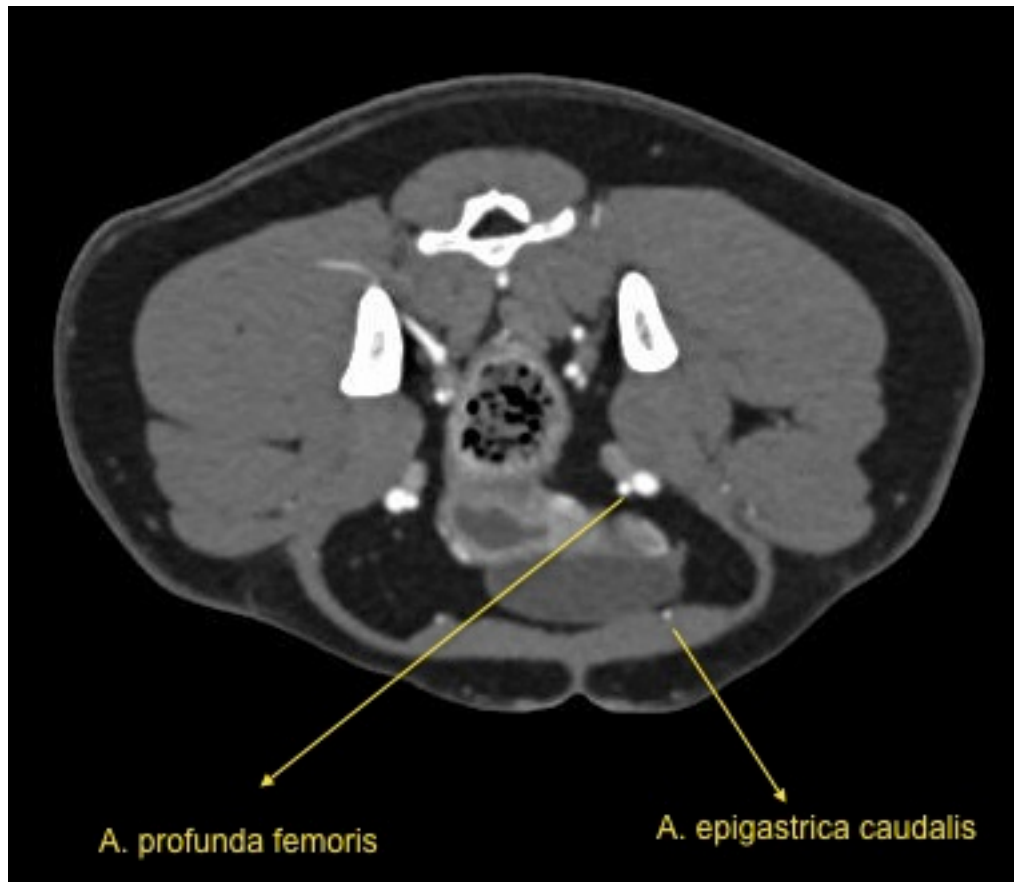


Abb. 59: Darstellung des Abganges der A. profunda femoris aus der A. iliaca externa innerhalb der Beckenhöhle veranschaulicht im CT-Transversalschnitt. Ventral im Bereich des M. rectus femoris zeigt sich die schwache A. epigastrica caudalis mit KM gefüllt.

Neben der A. profunda femoris gibt die A. iliaca externa in einigen Fällen die schmale **A. abdominalis caudalis** (Abb. 60) ab. Sie war in den Angiogrammen meist nur sehr schwach oder gar nicht erkennbar. Aus der A. profunda femoris entspringt im Bereich der kaudalen Bauchhöhle ventral des Beckens im steilen Abgang nach ventral außerdem bei einigen Tieren der **Truncus pudendoepigastricus** (Abb. 61). Dieser ist zum Teil deutlich als gemeinsamer Stamm für die abgehende **A. epigastrica caudalis** (Abb. 59) und die **A. pudenda externa** (Abb. 64) zu erkennen. In einigen Fällen ist er aber auch nur einige Millimeter kurz und kaum nachvollziehbar.

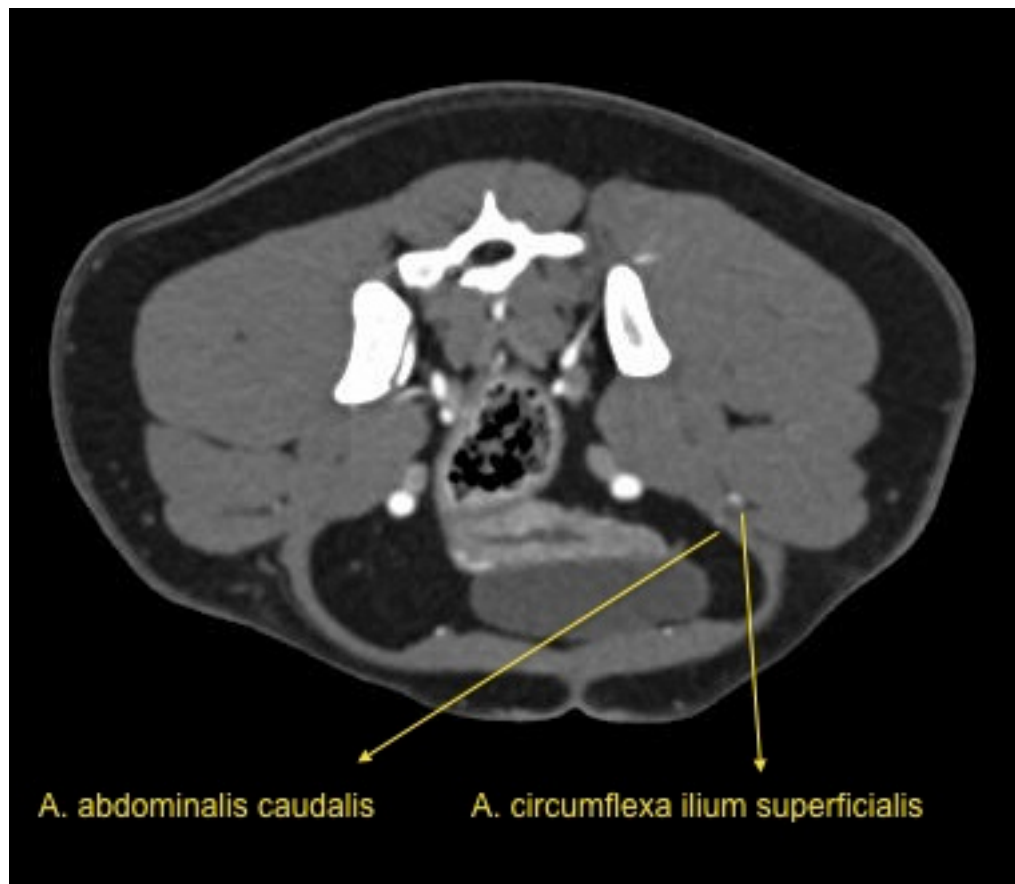


Abb. 60: CT-Transversalschnitt nach Kontrastmittelgabe beim Hund auf Höhe des kaudalen Beckens. Die sehr kleine und im CT-Angiogramm nicht immer erkennbare A. abdominalis caudalis verläuft innerhalb der Beckenhöhle und dient in dem Bereich der Versorgung des Peritoneums.

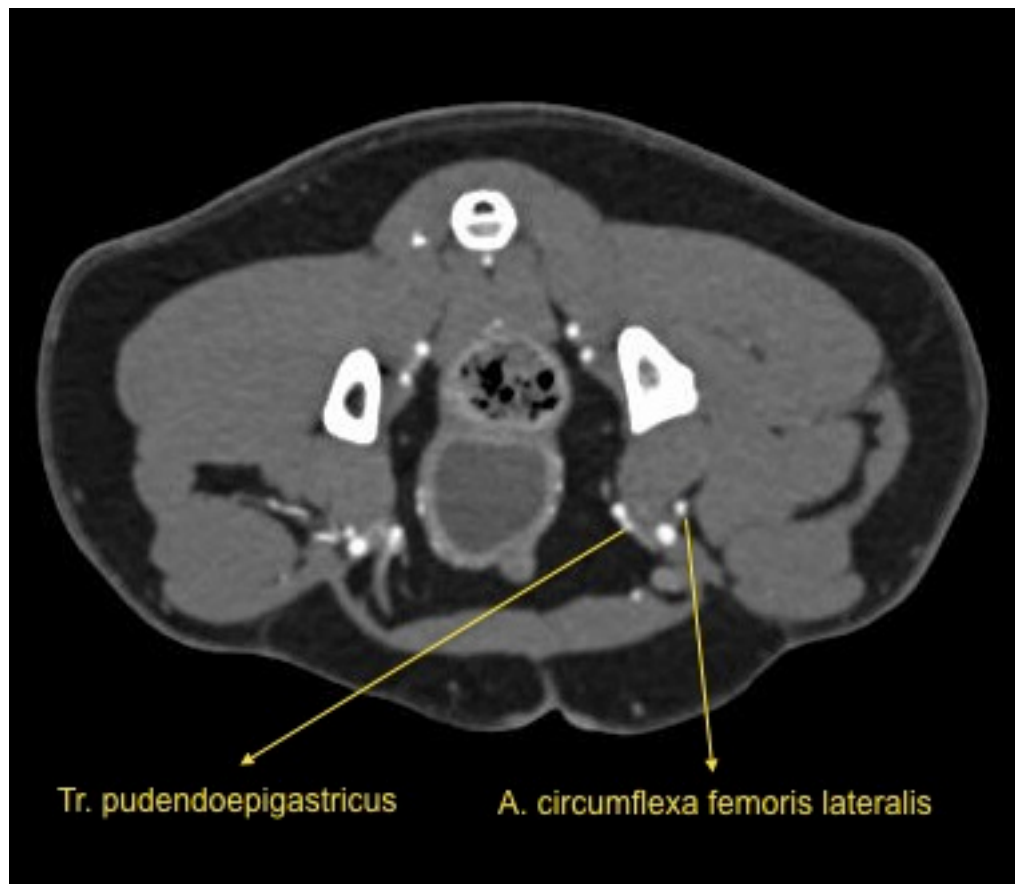


Abb. 61: CT-Transversalschnitt nach Kontrastmittelgabe beim Hund auf Höhe des kaudalen Beckens. Der Tr. pudendoepigastricus stellt als gemeinsamer Abgang aus der A. profunda femoris den Ursprung für die A. pudenda externa und die A. epigastrica caudalis dar.

Während die **A. epigastrica caudalis** (Abb. 59) im kranioventralen Verlauf Richtung Bauchmuskulatur zieht, verlässt die **A. pudenda externa** (Abb. 64) die Bauchhöhle in ihrer kaudalen Fortsetzung, um im Bereich der Vulva bzw. des Skrotums einen **R. labialis ventralis** bzw. **R. scrotalis ventralis** abzugeben. Diese Ramii stellen sich als sehr kleine, oft nur schwach oder gar nicht zu erkennende Gefäße dar. Verfolgt man die A. pudenda externa außerhalb der Bauchhöhle weiter nach kranial ist diese in ihrer Fortsetzung bei einigen Hunden als meist schwache **A. epigastrica superficialis** zu erkennen. Nach dem Austritt der A. profunda femoris aus dem Leistenspalt dorsokaudal wird diese als **A. circumflexa femoris medialis** (Abb. 63) bezeichnet. Sie ist ein großes, gut erkennbares Gefäß und mehrere Ramii gehen von ihr zur Versorgung der umgebenden Muskel- und Kapselstrukturen ab.

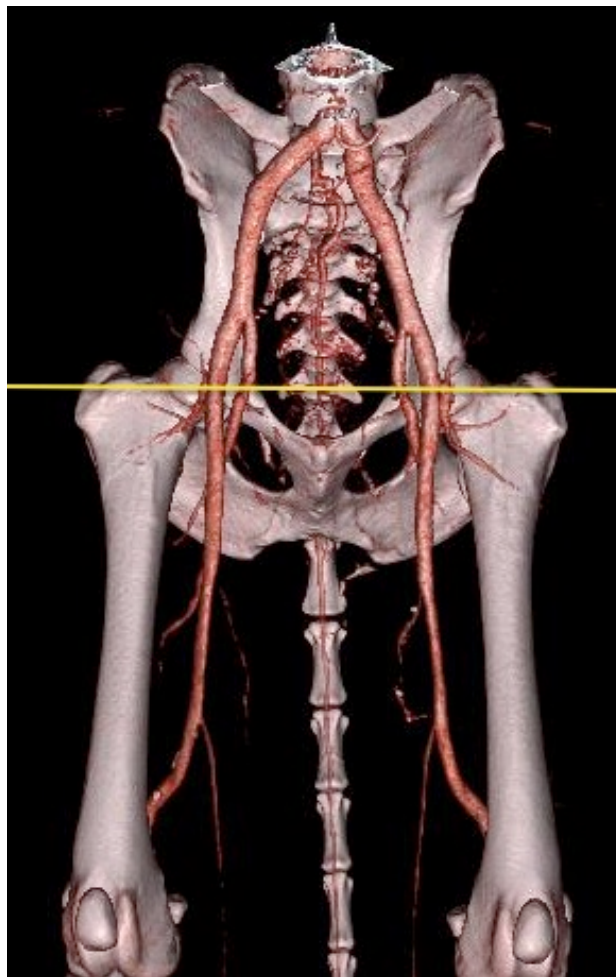


Abb. 62: 3D-Rekonstruktion des caninen Beckens mit Oberschenkel in ventraler Ansicht. Die Arterien stellen sich rot dar. Die gelbe Linie soll orientierend die Ebene des Transversalschnittes der nächsten Abb. zeigen.

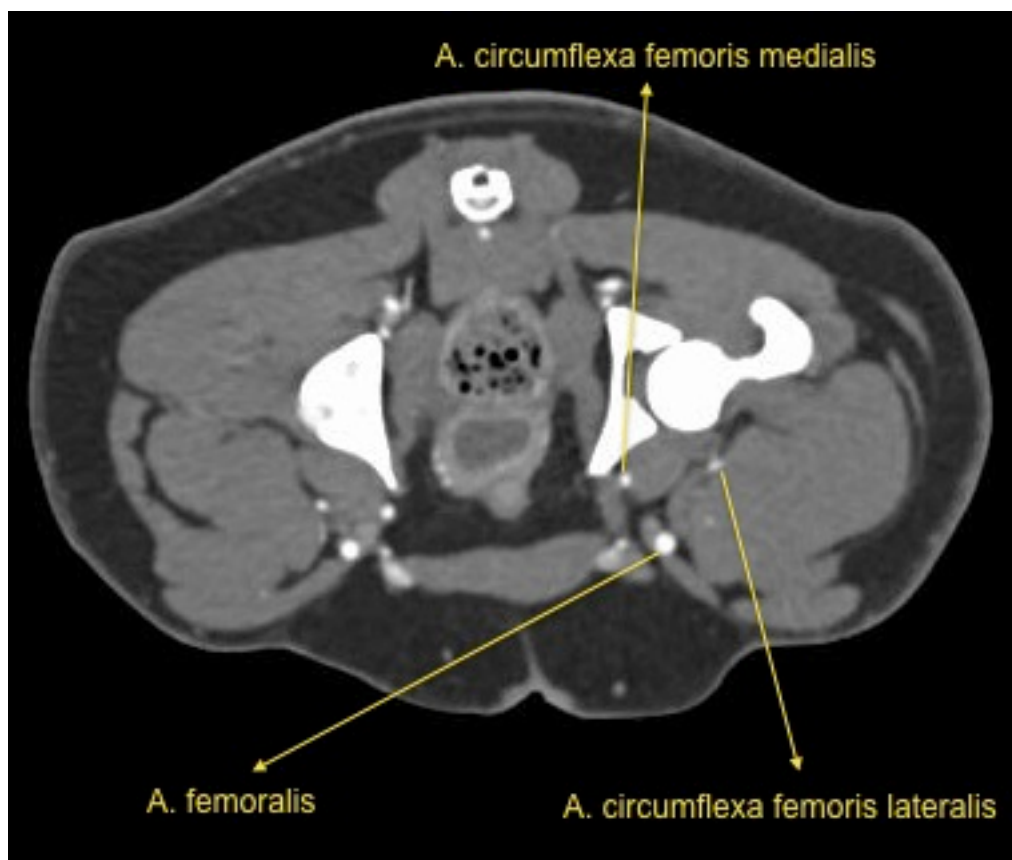


Abb. 63: CT-Transversalschnitt nach Kontrastmittelgabe beim Hund auf Höhe des Hüftgelenkes. Die A. circumflexa femoris medialis stellt die Fortsetzung der A. profunda femoris außerhalb der Beckenhöhle dar. Die A. femoralis zeigt sich nach Austritt aus dem Leistenspalt als kräftiges Gefäß. Einen Abgang aus der A. femoralis stellt die A. circumflexa femoris lateralis dar.

Als erstes und bei fast allen Hunden als mittelgroßes Gefäß gut zu erkennen, wird der **R. obturatorius** (Abb. 64) dorsal aus ihr entlassen. Nach Durchtritt durch das For. obturatorium zweigt er sich auf und verliert sich hier in den kleinen Muskeln. Ein weiterer Abzweig, der **R. acetabularis**, dient der Versorgung der Hüftgelenkscapselstrukturen.

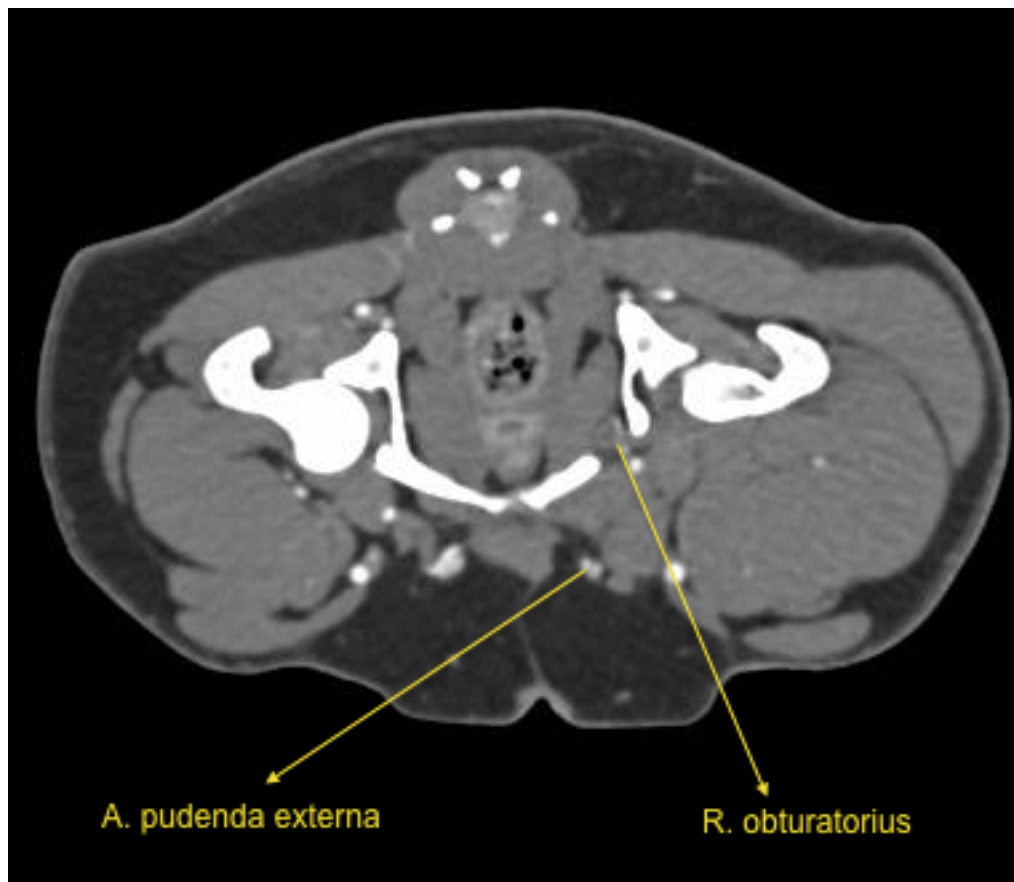


Abb. 64: CT-Transversalschnitt nach Kontrastmittelgabe beim Hund auf Höhe des Hüftgelenkes. Die A. pudenda externa entspringt aus der A. profunda femoris, bzw. wenn vorhanden aus dem Tr. pudendoepigastricus, um aus der Beckenhöhle nach ventro-kaudal zu ziehen. In diesem Schnittbild gut zu erkennen ist zudem der R. obturatorius, ein Abgang aus der A. circumflexa femoris medialis.

Aus der A. circumflexa femoris medialis entspringt zudem der feine **R. ascendens**, der den M. adductor, den M. quadratus femoris, M. pectineus und den M. obturatorius externus versorgt um schließlich im M. semimembranosus zu enden. Des Weiteren geht aus der A. circumflexa femoris medialis noch ein **R. transversus** ab, der im distalen Verlauf zum **R. profundus** wird und die Adduktorengruppe versorgt. In der CTA-Schnittbildanatomie zeigen sich insbesondere der R. obturatorius und der R. ascendens von den fünf Abzweigungen am deutlichsten kontrastiert und am besten verfolgbar.

Die A. iliaca externa wird nach Austritt aus dem Leistenspalt zur kräftigen und immer sehr gut erkenn- und verfolgbar **A. femoralis** (Abb. 57, 58, 63, 66). Sie gibt in manchen Fällen als erstes eine schmale, aber meist gut zu erkennende **A. circumflexa ilium superficialis** (Abb. 60) ab. Diese kann ihren Ursprung aber auch aus der A. circumflexa femoris lateralis bzw. aus der A. caudalis femoris proximalis nehmen. Immer gut zu erkennen ist hingegen der Abgang der **A. circumflexa femoris lateralis** (Abb. 63) aus der A. femoralis noch weit proximal im Schenkelspalt. Ähnlich der A. circumflexa femoris medialis gibt auch die laterale A. circumflexa femoris diverse Ramii zur Versorgung umgebender Gelenksstrukturen bzw. Muskelgruppen ab. Dazu zählt der **R. ascendens** für die Hüftgelenkscapsel, der **R. transversus** zur Versorgung der proximalen Anteile und der **R. descendens** zur Hauptversorgung des M. quadriceps. Insbesondere letztgenannter stellt sich mit einer überwiegend sehr guten bis guten Kontrasterkennbarkeit dar. Die **A. caudalis femoris proximalis** (Abb. 65) geht, als mittelgroße, gut erkennbare Arterie, nach Abgang der A. circumflexa femoris lateralis aus der A. femoralis in kaudaler Richtung ab. Ihr Verlauf zwischen dem M. pectineus und der Adduktorengruppe und ihr Übergang in den M. gracilis ist in den transversalen Schnittbildern gut nachzuvollziehen.

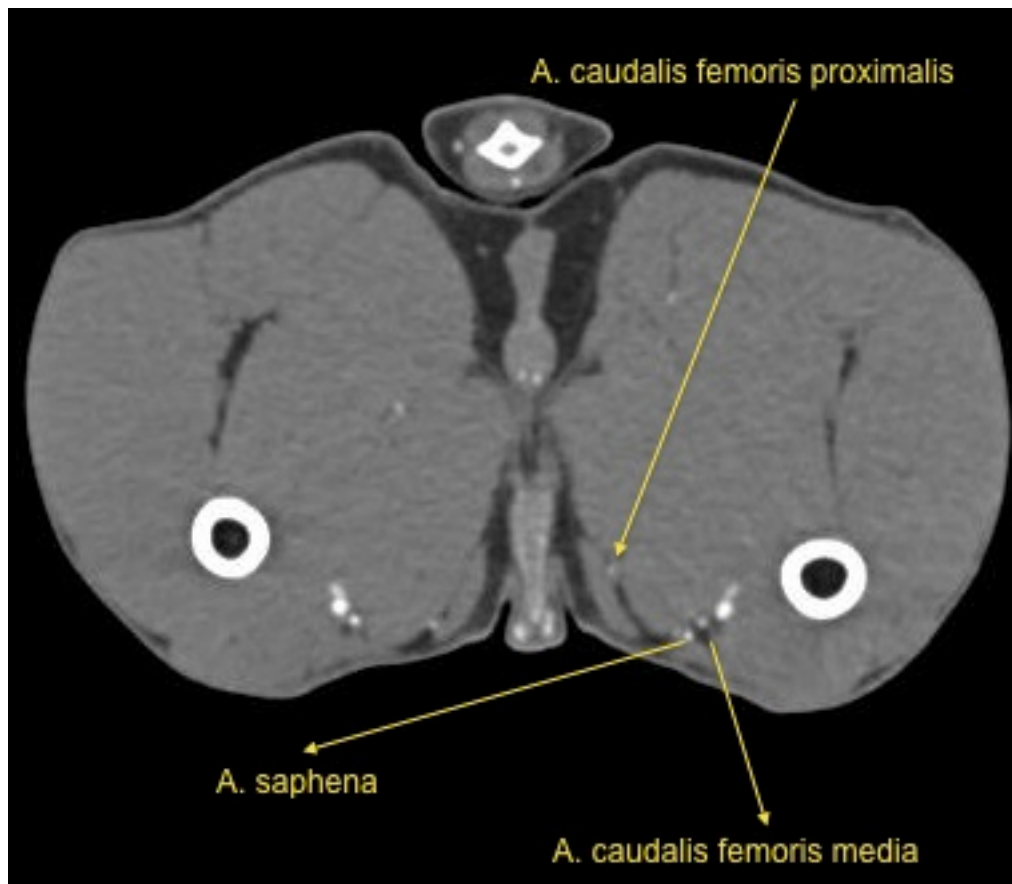


Abb. 65: CT-Transversalschnitt nach Kontrastmittelgabe beim Hund auf Höhe des proximalen Oberschenkeldrittels. Abgang der A. caudalis femoris proximalis kaudal aus der A. femoralis. Direkt im Anschluss entspringt zudem die A. saphena und die A. caudalis femoris media.

Direkt im Anschluss an die A. caudalis femoris proximalis nimmt die **A. saphena** (Abb. 65, 66, 68) ihren Ursprung aus der A. femoralis. Sie kommt am weitesten oberflächlich zum Liegen und besitzt einen schmalen Durchmesser. Die Abzweigung des **R. articularis** zur Versorgung der medialen Kniegelenksstrukturen sowie des **R. cranialis** (Abb. 66, 70), aus der A. saphena sind, wenn überhaupt, nur schwach erkennbar gewesen. Der stärkere **R. caudalis** (Abb. 66, 70, 72), der die distale Fortführung der A. saphena darstellt, ist hingegen in aller Regel gut zu erkennen. Die Aufteilung in die beiden Ramii geschieht im mittleren Tibiabereich.

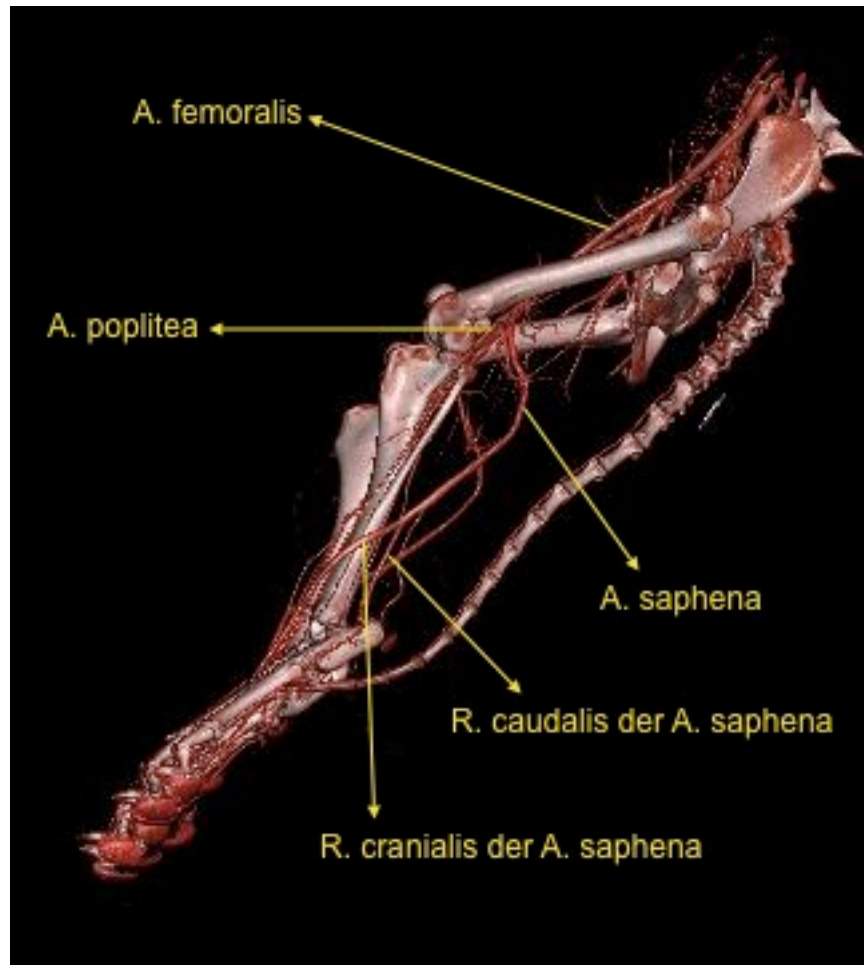


Abb. 66: 3D-Rekonstruktion der caninen Beckengliedmaße zur Veranschaulichung des Gefäßverlaufes der großen Arterien in seitlicher Ansicht. Kurz bevor die A. femoralis im Bereich der Kniekehle zur A. poplitea wird geht die A. saphena aus ihr hervor. Diese teilt sich im mittleren Tibiabereich in den kräftigen R. caudalis und den schwächeren R. cranialis.

Die **A. genus descendens** entspringt kurz nach der A. saphena aus der A. femoralis. Es handelt sich um ein schmales Gefäß, welches distomedial an das Kniegelenk zieht. Gleich im Anschluss an den Abgang der A. saphena schließt sich die **A. caudalis femoris media** (Abb. 65) als vorletzter Abgang aus der A. femoralis an. Sie war in den CT-Angiogrammen überwiegend gut zu erkennen und zieht, in gleicher Richtung wie ihre proximale Vertreterin, ebenso steil nach kaudal. Nach Abgang der **A. caudalis femoris distalis** (Abb. 68) im Bereich der Kniekehle wird die A. femoralis als **A. poplitea** (Abb. 66, 68) bezeichnet.

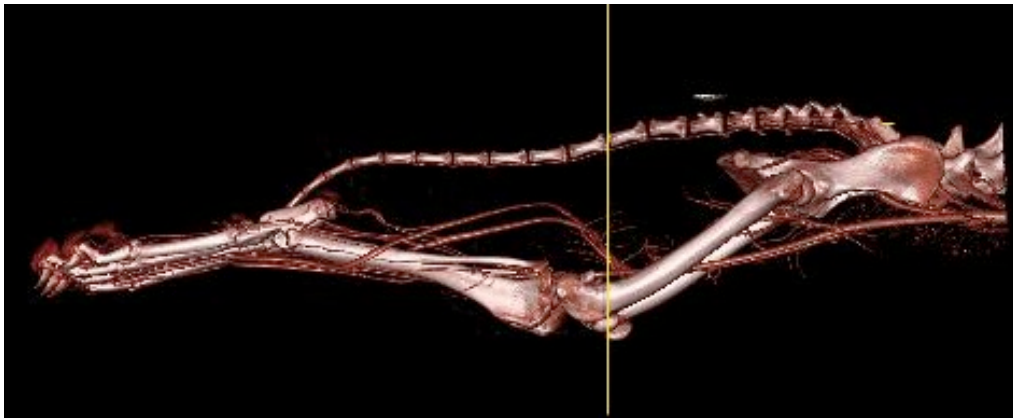


Abb. 67: 3D-Rekonstruktion der caninen Hintergliedmaße nach CTA in seitlicher Ansicht. Die gelbe Linie soll orientierend die Ebene des Transversalschnittes der nächsten Abb. zeigen.

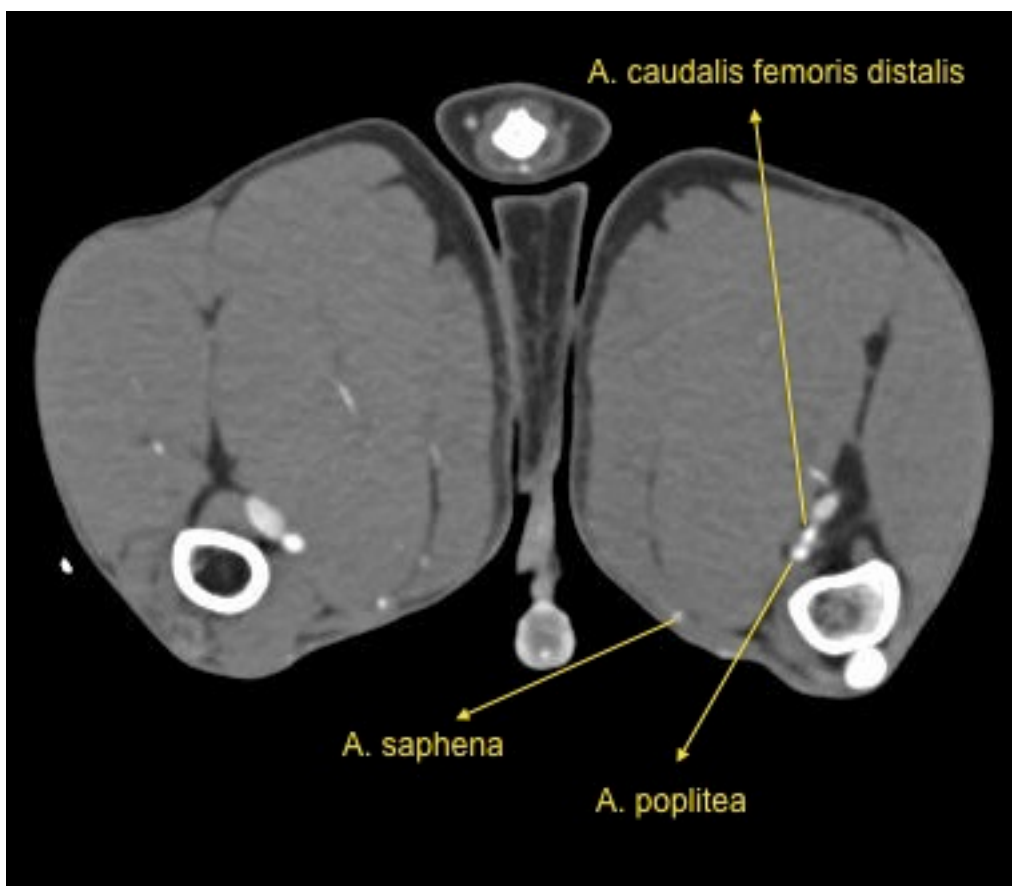


Abb. 68: CT-Transversalschnitt nach Kontrastmittelgabe beim Hund auf Höhe des Femoropatellargelenkes. Darstellung des Abganges der A. caudalis femoris distalis. Ab diesem Abzweig wird die A. femoralis zur A. poplitea.

Die A. poplitea ist ein im CT-Angiogramm mittelgroßes und immer gut sichtbares, geradlinig kaudal des Kniegelenkes verlaufendes Gefäß. Sie gibt mehrere kleine Äste zur Versorgung des Kniegelenkes ab. Dazu zählt in einer proximalen Etage die **A. genus proximalis lateralis et medialis** und distal die paarige **A. genus distalis medialis et lateralis**. Mittig kommt die unpaare **A. genus media** zu liegen. Zudem ist in einigen Fällen der Abgang mehrerer **Aa. surales** zur Versorgung des M. gastrocnemius nachzuvollziehen. Bis auf die Aa. genus proximales waren die anderen Abzweige der A. poplitea nur schwach oder kaum sichtbar.

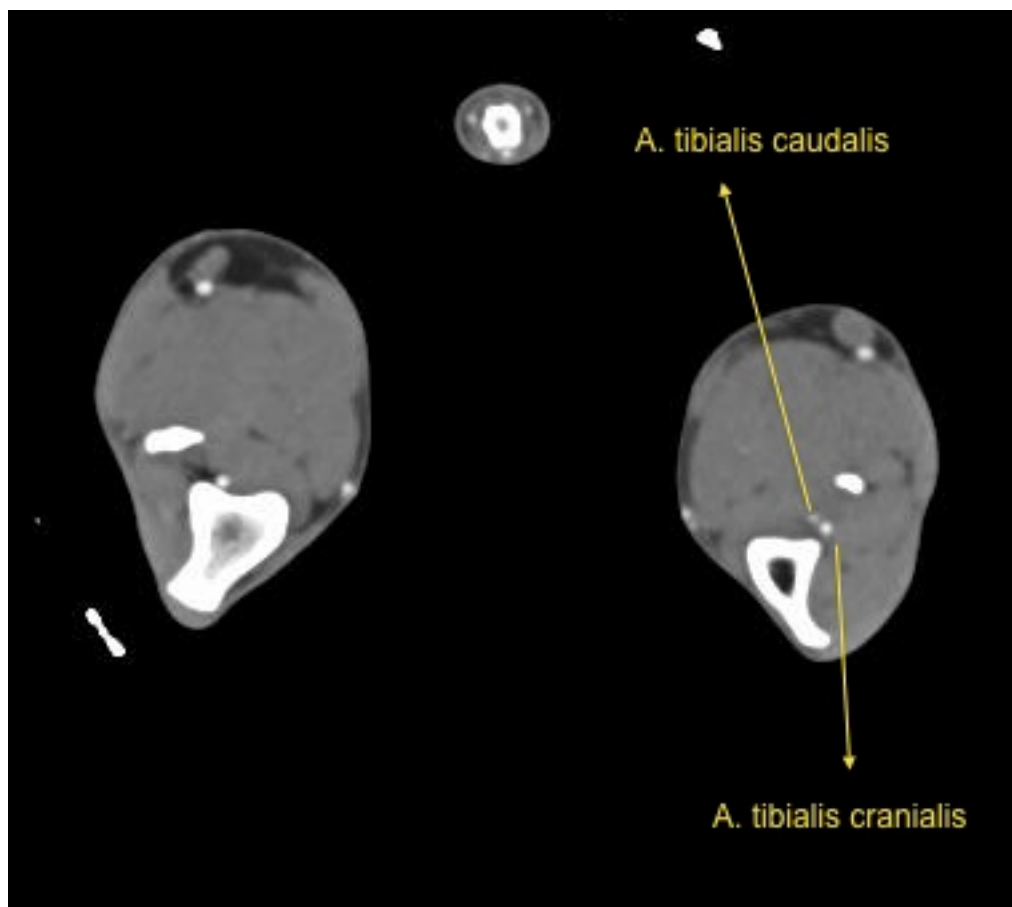


Abb. 69: CT-Transversalschnitt nach Kontrastmittelgabe beim Hund auf Höhe des proximalen Tibiadrittels. Darstellung des Ursprunges der A. tibialis caudalis und Fortführung der A. poplitea als A. tibialis cranialis nach Durchtritt durch die Membrana interossea zwischen Tibia und Fibula.

Kurz nach Abgang der schmalen **A. tibialis caudalis** (Abb. 69) und nach Durchtritt durch die Membrana interossea wird die A. poplitea zur **A. tibialis cranialis** (Abb. 69, 70, 72).

Die A. tibialis cranialis gibt in ihrem distalen Verlauf drei Arterien zur Versorgung der umliegenden Strukturen ab. Dazu zählt die **A. recurrens tibialis cranialis**, die **A. nutriciae tibiae** (et fibulae) sowie der lange, dünne **R. superficialis** (Abb. 70). Bei den ausgewerteten Angiogrammen war meist nur letztgenannter erkennbar.

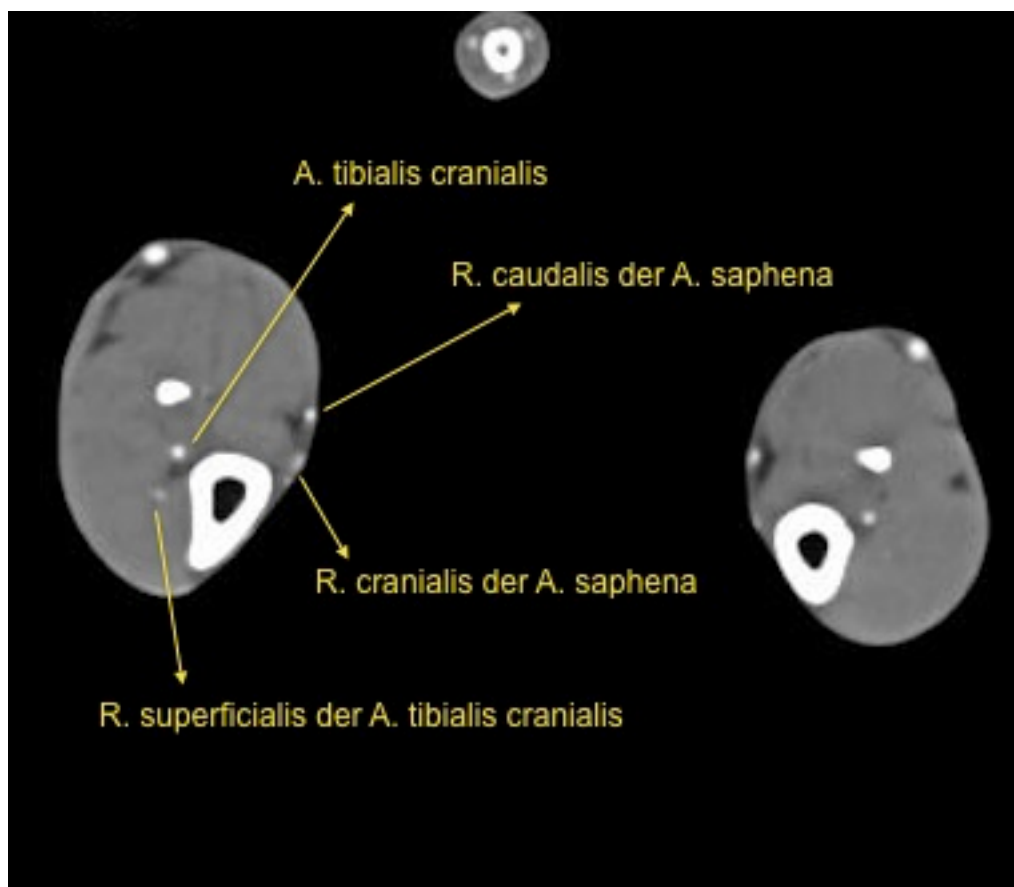


Abb. 70: CT-Transversalschnitt nach Kontrastmittelgabe beim Hund auf Höhe des mittleren Tibiadrittels. Aufteilung der A. saphena in den stärkeren R. caudalis und den schwächeren R. cranialis. Abgang des schmalen, aber langen R. superficialis der A. tibialis cranialis.

Im weiteren distalen Verlauf kam es häufig zu einem venösen Rückfluss, was eine eindeutige Identifizierung der Pfotenarterien teilweise extrem erschwerte. In fast allen Fällen konnte jedoch noch die noch gut kontrastierte **A. dorsalis pedis** (Abb. 71, 72) ab der Tarsalgelenksbeuge und weiter distal der **R. perforans proximalis II** (Abb. 73) als Abgang aus der A. metatarsa II erfasst werden. Die A. dorsalis pedis gibt die **A. tarsea medialis** und die **A. tarsea lateralis** ab.

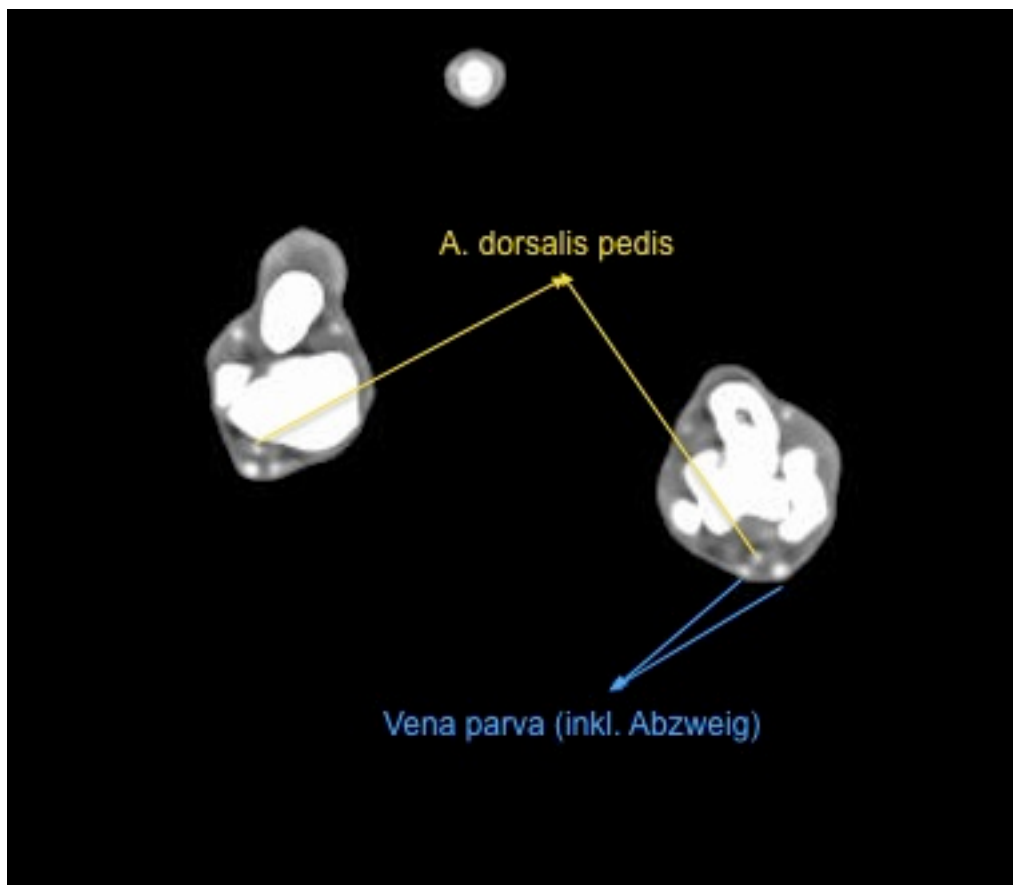


Abb. 71: Darstellung der A. dorsalis pedis im Bereich der Tarsalgelenksbeuge. In diesem Bereich ist bereits eine deutliche KM-Anreicherung im distalen Venensystem erkennbar, was die Unterscheidung zu den Arterien erheblich erschwert.

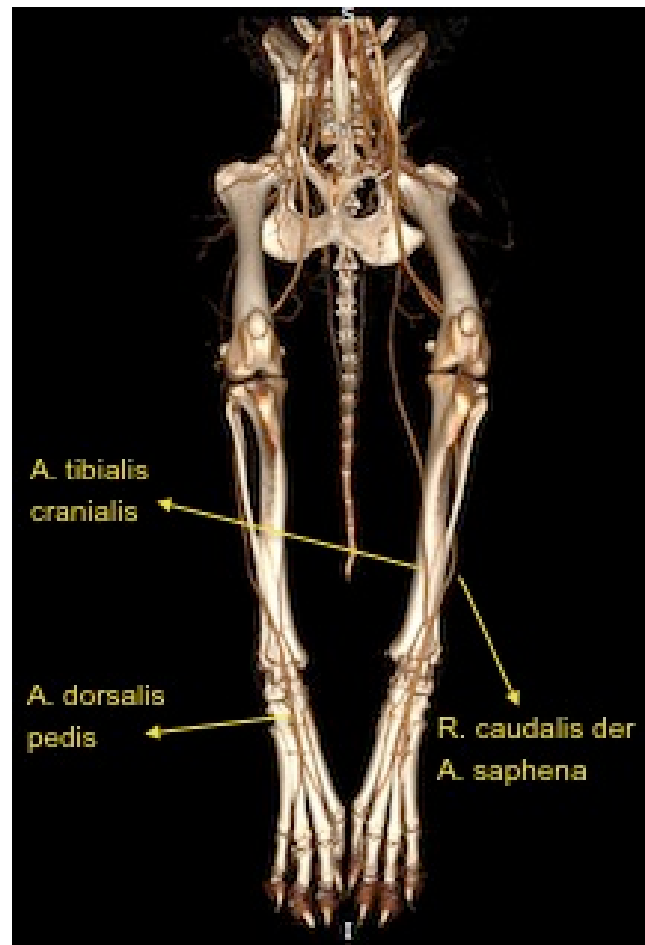


Abb. 72: 3D-Rekonstruktion der caninen Beckengliedmaße in dorsaler Ansicht. Die A. dorsalis pedis verläuft mittig im Bereich der Tarsalgelenksbeuge weiter distal. Außerdem ist die A. tibialis cranialis und der R. caudalis der A. saphena zu erkennen.

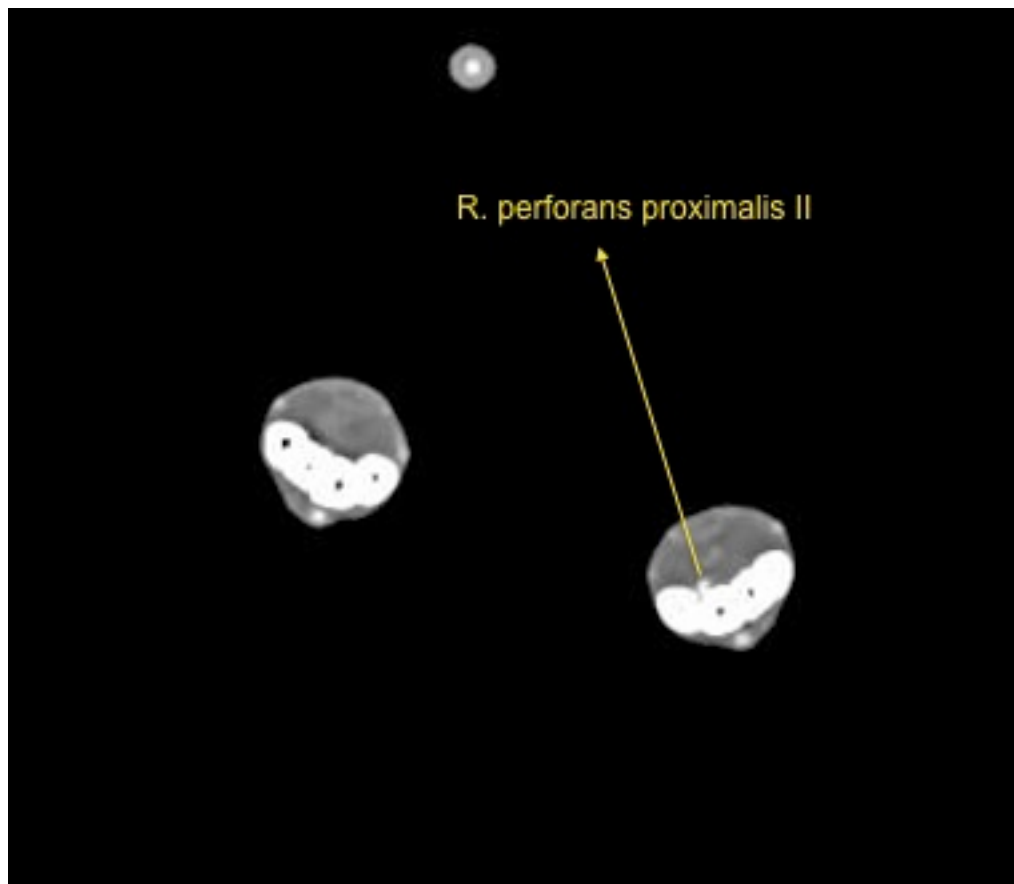


Abb. 73: CT-Transversalschnitt im Bereich der Pfoten beim Hund nach KM-Gabe. Darstellung des kräftigen Ramus perforans proximalis II.

Der Ramus perforans proximalis II beteiligt sich an der Formation des Arcus plantaris profundus, welcher das tiefe System mit den **Aa. metatarsae plantares II-IV** (Abb. 74) speist.

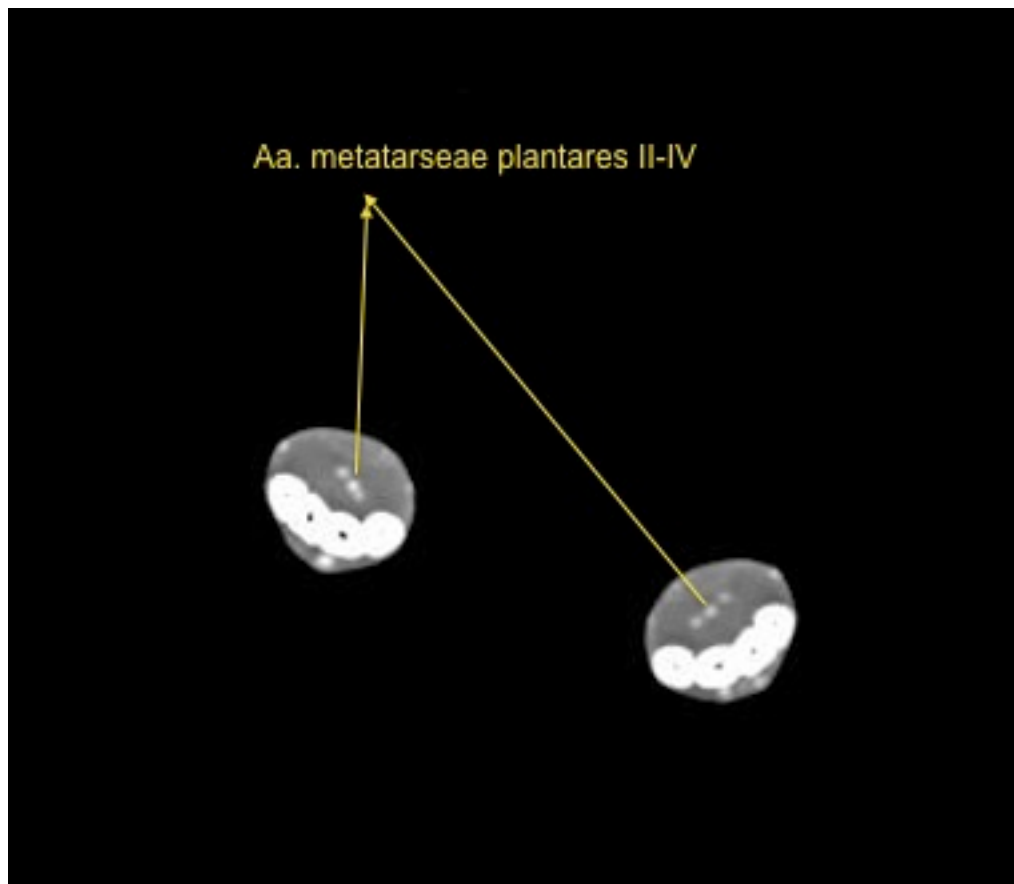


Abb. 74: CT-Transversalschnitt im Bereich der Pfoten beim Hund nach KM-Gabe. Darstellung der Aa. metatarsae plantares II-IV (tiefes plantares System).

Das oberflächliche dorsale und plantare System mit den dazugehörigen Arterien war in den Angiogrammen nicht auszuwerten, da diese kleinen Gefäße, unabhängig von der Größe der Tiere, nicht erkennbar, oder nicht klar vom venösen System zu unterscheiden waren.

4. Ermittelte Normvarianten

Bei der A. abdominalis caudalis und der A. circumflexa ilium superficialis konnten Variationen im Abgang dieser Arterien aus ihrem Ursprungsgefäß ermittelt werden.

4.1. A. abdominalis caudalis

Die A. abdominalis caudalis nahm ihren Ursprung sowohl in der rechten als auch in der linken Gliedmaße in den vorliegenden Untersuchungen in 36,7 % der Fälle aus der A. iliaca externa. In den rechten Gliedmaßen ging sie in 36,7 % der Fälle bzw. in der linken Extremität in 33,3 % der Fälle aus der A. profunda femoris hervor. In 26,7 % (rechts) bzw. 30 % (links) der Fälle war die A. abdominalis caudalis gar nicht erkennbar, sodass auch kein Ursprung festgestellt werden konnte (Abb. 75).

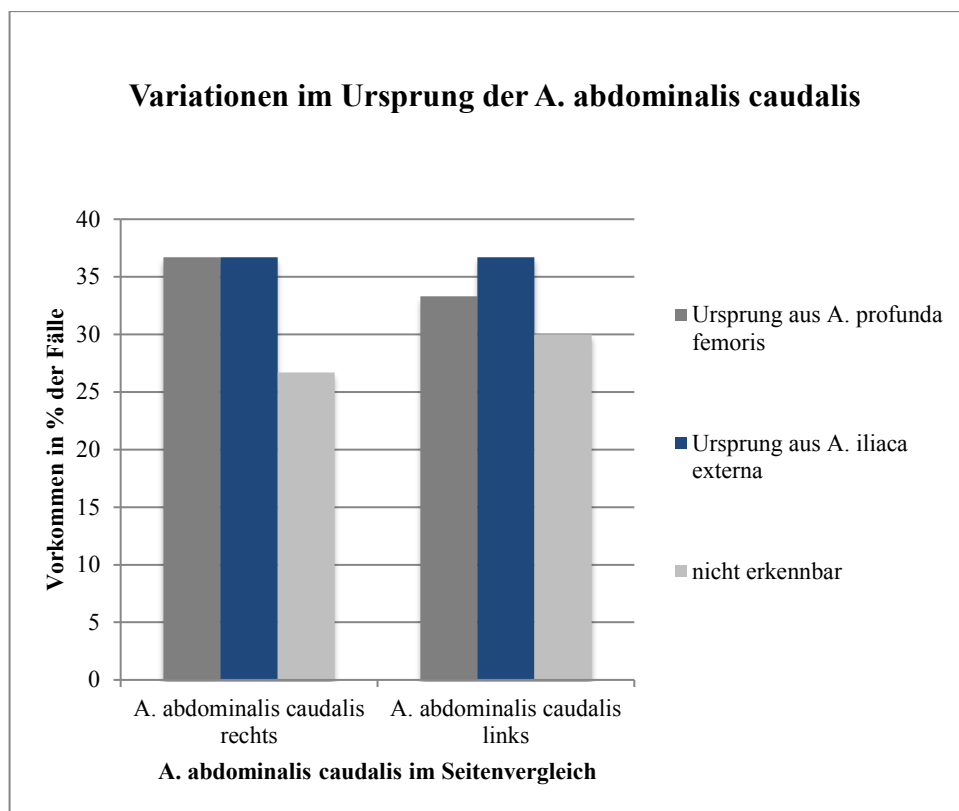


Abb. 75: Variationen im Ursprung der A. abdominalis caudalis. Die verschieden farbigen Balken zeigen jeweils im Seitenvergleich die möglichen Ursprungsgefäße.

4.2. A. circumflexa ilium superficialis

Die A. circumflexa ilium superficialis zeigte die meisten Variationen. Sie entsprang am häufigsten aus der A. femoralis (rechte Gliedmaßen 80 % der Fälle bzw. linke Gliedmaßen 70 % der Fälle), der A. circumflexa femoris lateralis (rechte Gliedmaßen 10 % der Fälle bzw. linke Gliedmaßen 20 % der Fälle) und in einem Fall auch erst aus der A. caudalis femoris proximalis (Abb. 76).

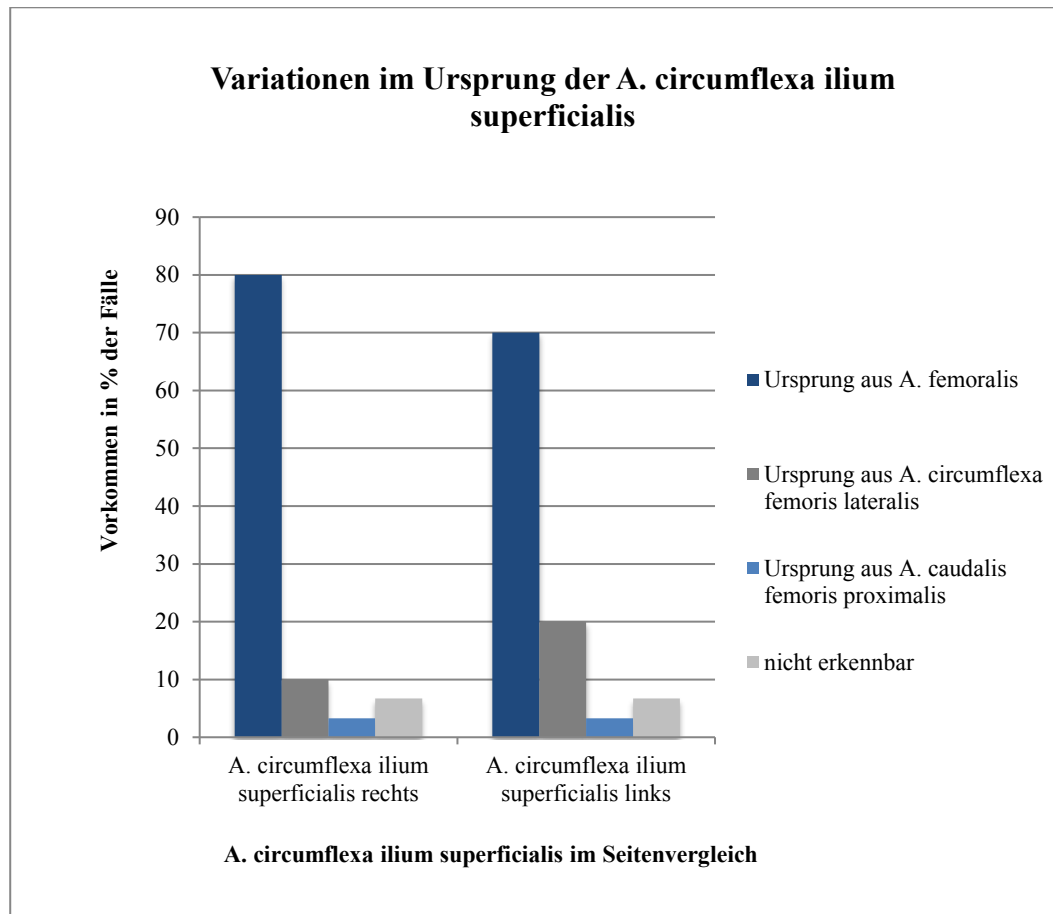


Abb. 76: Variationen im Ursprung der A. circumflexa ilium superficialis. Die verschieden farbigen Balken zeigen jeweils im Seitenvergleich die möglichen Ursprungsgefäße.

V. DISKUSSION

1. Patientengut

1.1. Alter, Geschlecht, Rasse

Entsprechend der Erwartungen konnte kein signifikanter Unterschied in der Gefäßerkennbarkeit zwischen männlichen und weiblichen Tieren festgestellt werden. Beim Menschen hingegen wurde mittels CTA in der arteriellen Phase ein Unterschied in der KM-Anreicherung im Leberparenchym zwischen Männern und Frauen detektiert (Frederick et al. 1996). Männer erzielten dabei unter gleichen Bedingungen niedrigere Werte als Frauen.

Ebenso verhielt es sich mit einer möglichen Korrelation der Gefäßerkennbarkeit mit dem Alter bzw. verschiedenen Rassen. Diese Erkenntnisse decken sich mit den humanmedizinischen Untersuchungen von Platt et al. (1999). In diesem Zusammenhang muss erwähnt werden, dass die heterogene Gruppenverteilung dazu führte, dass einzelne Rassen nur in geringer Zahl (max. drei Tiere) vertreten waren und die statistische Aussage für spezifische Rassen deshalb nicht zu werten ist.

Gleichzeitig spricht die Vielzahl der untersuchten Rassen und die heterogene Geschlechter- und Rasseverteilung aber für den praxisnahen Charakter der Studie. Die Varietät des Patientenguts ergab sich aus der Untersuchung, die unter Praxisbedingungen durchgeführt wurde.

1.2. Gefäßgesundheit

Die CTA wurde aufgrund unterschiedlichster Indikationen durchgeführt. Dazu zählten neben internistischen bzw. orthopädischen Fragestellungen und Tumorerkrankungen auch der Verdacht auf eine primäre Gefäßpathologie. Die retrospektive Auswertung der Angiogramme erfolgte somit unabhängig von der Grunderkrankung der Tiere. Die Zielsetzung der Arbeit, eine normalanatomische Beschreibung der Hintergliedmaßenarterien anhand der Schnittbilder zu erstellen, machte zur statistischen Auswertbarkeit die Unterteilung des Patientenguts in „Hunde mit potenzieller Gefäßalteration“ und „gefäßgesunde Hunde“

unabdingbar. Zu den Tieren mit einer „potenziellen Gefäßalteration“ zählten nur acht von 30 Tieren. Auch wenn in unseren Untersuchungen keine Unterschiede in der Gefäßerkennbarkeit und der Symmetrie zwischen beiden Gruppen evaluiert werden konnten, ist die statistische Aussagekraft aufgrund der kleinen Gruppengrößen fraglich. Hier könnten weitere Untersuchungen mit einer größeren Tierzahl zeigen, inwiefern beispielsweise bestimmte Tumorarten die Gefäßanatomie aufgrund von Neoangiogenese oder Kompression beeinflussen. Eine Angiogenese wurde beispielsweise bei Adenokarzinomen der Lunge beim Menschen festgestellt. Es wäre außerdem denkbar, dass es bei großen Tumoren durch eine vermehrte Gewebepfusion auch zu einer Vergrößerung der umliegenden Gefäße kommt. Computertomographische Perfusionsmessungen können beim Menschen bereits zur Differenzierung zwischen malignen und benignen Tumoren beitragen (Bisdas et al. 2007). Untersuchungen von Nitzl et al. (2009) konnten zeigen, dass sich canine Tumorarten über ihr Anreicherungsverhalten nach kontrastmittelgestützter Computertomographie unterscheiden lassen können.

1.3. Körpergewicht

Bae et al. (2008) empfehlen beim Menschen die Anpassung der Kontrastmitteldosen anhand der Körperoberfläche bzw. des Body Mass Index (BMI), da sie eine stark inverse Korrelation zwischen der Aortenanreicherung und dem Körpergewicht, der Körpergröße, dem BMI und der Körperoberfläche (Body surface area, BSA), feststellen konnten. Dadurch benötigen Patienten in höheren Gewichtsklassen anteilig weniger KM als leichte Patienten. Eine Anpassung der Kontrastmitteldosis anhand der fettfreien Körpermasse (LBW) wird von Ho et al. (2007) als sinnvoll erachtet. Die signifikante Korrelation der KM-Anreicherung in Leber und Aorta mit der fettfreien Körpermasse konnte bei beiden Geschlechtern, aber insbesondere für Frauen nachgewiesen werden (Awai et al. 2016). Aufgrund dieser Erkenntnisse wird die benötigte Kontrastmitteldosis beim Menschen meist anhand des BMI bemessen (Schindera und Szücs-Farkas 2011). Grundsätzlich ist es auch beim Tier möglich, den Anteil an Körperfett bzw. die Zusammensetzung näher zu bestimmen. Dies ist über verschiedene Techniken, wie beispielsweise eine Dual-Röntgen-Absorptiometrie oder eine Kombination aus Adspektion und Palpation zur Bestimmung des sog. Body Condition Score (BCS) möglich (Mawby et al. 2004). Eine weitere, sehr verbreitete Bezeichnung ist das

metabolische Körpergewicht, welches der Tatsache Rechnung trägt, dass die Blutmenge nicht linear mit steigendem Körpergewicht zunimmt. Sie berechnet sich aus der dem Körpergewicht^{0,75}. In dieser Studie erfolgte über die routinemäßige Voruntersuchung der Hunde, die Ermittlung des Körpergewichtes in kg. Die Gewichtsmessung anhand der kg ist schnell, einfach und reproduzierbar, weswegen sie sich im klinischen Alltag bewährt hat. Zudem wurde in den Angiogrammen der Umfang des Femurs und der Tibia in Korrelation zum Gewicht untersucht. Damit sollte herausgefunden werden, inwiefern sich eine mögliche Adipositas und das damit verbundene erhöhte Kontrastmittelvolumen auf die Gefäßerkennbarkeit auswirkt. Hierbei korrelierten die Knochenumfänge gut mit dem Gewicht der Hunde, was den Schluss nach sich zieht, dass vermutlich zu wenig adipöse bzw. kachektische Tiere vorkamen. Eine Aussage über andere, evtl. sinnvollere Volumenberechnungen für das KM anstatt des Körpergewichtes in kg ist, anhand dieser Studie, nicht möglich. Das Körpergewicht der Hunde beeinflusste, neben dem Volumen an appliziertem Kontrastmittel und Kochsalz auch die gewählten Flussraten über die variierende Größe des Venenverweilkatheters. Ein schwererer Hund erhielt einen größerlumigen Venenkatheter. Daraus ergab sich eine erhöhte Flussrate an Kontrastmittel und Kochsalz. Außerdem nahm das Gewicht auch Einfluss auf die Dosierungen der Anästhetika.

In der Summe zeigen sich mehrere Variablen, die vom Gewicht abhängig waren. Der alleinige Einfluss des Körpergewichts auf die Gefäßerkennbarkeit ist somit schlecht zu quantifizieren.

1.4. Anästhesie

Die Gefäßerkennbarkeit wird unter anderem durch die dynamischen Gegebenheiten der Blutzirkulation beeinflusst. Diverse Studien untersuchten bereits die Wirkung des Herz-Kreislaufsystems auf die Anflutungszeiten des Kontrastmittels und die Anreicherung in verschiedenen Geweben (Drees et al. 2014). Ein erhöhtes Herzminutenvolumen kann zu einer schnelleren Anreicherung des Kontrastmittels führen, wohingegen beispielsweise eine Herzerkrankung mit einer niedrigeren Kontraktilität infolge mit einer verzögerten Anreicherung einhergeht. Ebenso beeinflussen die verwendeten Anästhetika das Anreicherungsverhalten über eine mögliche Vasokonstriktion oder Vasodilatation. In dieser Studie wurden die Hunde je nach Grunderkrankung und Indikation mit

unterschiedlichen Anästhetika prämediziert bzw. in Narkose gehalten und retrospektiv der Einfluss der verwendeten Medikamente im Hinblick auf die Gefäßerkennbarkeit untersucht. Es konnte für keines der Anästhetika eine signifikante Korrelation zur Gefäßerkennbarkeit nachgewiesen werden. Dies deckt sich mit den Ergebnissen aus der Studie von Drees et al. (2014), bei der zwischen dem Einsatz von Fentanyl in Kombination mit Midazolam und Dexmedetomidin kein Einfluss auf die Bildqualität der Coronararterien nach CTA bei gesunden Hunden festgestellt wurde. Tünsmeier et al. (2012) untersuchten die kardiovaskulären Effekte nach alleiniger Gabe von Polamivet und einer Kombination mit Acepromazin bei gesunden Beaglen. In beiden Fällen konnte eine tiefe Sedation, ohne signifikante Beeinträchtigung des Herz-Kreislaufsystems, erzielt werden. In dieser Studie erfolgte keine Auswertung und Beurteilung der einzelnen kardiovaskulären Effekte, wie Herzfrequenz oder Blutdruck der Anästhetika. Es wäre außerdem denkbar, dass sich die vasokonstriktiven Eigenschaften erst im Bereich der distalen kleinen Gefäße bemerkbar machen und deswegen dort zu einer schlechteren Gefäßerkennbarkeit führen. Aufgrund der insgesamt schlechten Erkennbarkeit im Pfotenbereich kann darüber mittels dieser Studie keine Aussage getroffen werden.

Zusammenfassend müssen weiterführende Studien mit größeren Patientenzahlen zeigen, inwiefern sich die kardiovaskulären Effekte einzeln eingesetzter Anästhetika auf die Gefäßerkennbarkeit auswirken.

1.5. Lagerung

In der vorliegenden Studie konnte kein signifikanter Zusammenhang zwischen der Lagerungstechnik und der Gefäßerkennbarkeit hergestellt werden. Der Großteil der Hunde befand sich in einer überwiegend gestreckten und symmetrischen Lagerung auf dem Patiententisch. Lediglich 6,7 % der Gliedmaßen waren hochgradig gebeugt. Es erfolgte keine Untersuchung spezifischer Lagerungstechniken, wie beispielsweise in Seitenlage oder mit maximal angezogenen Hinterbeinen. Solche speziellen Lagerungstechniken könnten einen Einfluss auf die Gefäßerkennbarkeit nehmen. Zur CT-angiographischen Untersuchung der Beckengliedmaßen wird in der Humanmedizin allgemein eine möglichst gestreckte und symmetrische Lagerung der Gliedmaßen empfohlen (Schindera und Szücs-Farkas 2011). Dies dient zum einen dazu Normvarianten und Pathologien durch den direkten Seitenvergleich besser erkennen zu können,

zum anderen hat sich dies zur Interpretation und Rekonstruktion des Bildmaterials bewährt.

Eine gestreckte Gliedmaßenlagerung entspricht beim Menschen der physiologischen, anatomischen Haltung. Beim Hund hingegen wäre eine 90° Grad vom Stamm abgebeugte Gliedmaße die physiologische Stellung. Aufgrund der dicken Schichtdicke und der Begrenzung über die Gantryöffnung ist die abgebeugte Haltung im CT aber nicht sehr praktikabel. Daher befanden sich die Hinterextremitäten überwiegend in nach hinten gestreckter Position. Für die normalanatomische Beschreibung der großen Arterien inklusive der Normvarianten sowie die morphometrische Erstellung der Referenzwerte ist diese Lagerung vermutlich die beste Art für eine sinnvolle Standardisierung.

1.6. Kontrastmittel- und Kochsalzapplikation

Zur CTA wurde das nicht-ionische, monomere, triiodierte, wasserlösliche Kontrastmittel Iohexol (Accupaque300, Firma GE Healthcare Buchler GmbH & Co. KG, Braunschweig, Deutschland) mit einer Dosierung von 2 ml/kg Körpergewicht verwendet. Es enthält eine Iohexolkonzentration von 647 mg/ml und eine gebundene Jodkonzentration von 300 mg/ml (Healthcare). Damit wurde insgesamt eine Menge von 600 mgIod/kg Körpermasse über die V. cephalica antebrachii verabreicht. Nach Herstellerangaben sollte pro Tag die Menge von 1,5 gIod/kg Körpergewicht nicht überschritten werden. Die erzielten, maximalen Iodraten lagen mit der verwendeten Dosis von 2 ml/kg stets unter diesem Grenzwert. Für computertomographische Studien gibt der Hersteller für den Menschen ein Volumen von 1,0 - 3,0 ml/kg Körpergewicht vor. Drees et al. (2014) bestimmen das benötigte Kontrastmittelvolumen zur CTA der caninen Coronararterien über die Summe aus Flussrate und Untersuchungszeit. Letztere setzt sich aus der Scanzeit und der Verzögerungszeit zusammen. In einer Studie zum optimalen Kontrastmitteleinsatz beim Hund von Henninger und Pavlicek (2001) konnte für das Abdomen die beste Kontrastierung mit einer Dosierung von 3 ml/kg KM erreicht werden, wohingegen aber auch mit 2 ml/kg KM gute Ergebnisse erzielt wurden.

Kishimoto et al. (2008) zeigten in ihren Untersuchungen an Beaglen, dass es bei Verwendung verschiedener Kontrastmittelformulierung trotz gleicher Iodkonzentration Unterschiede in der Kontrastierung gibt. Niedriger konzentrierte Kontrastmittel weisen eine niedrigere Viskosität auf und sind dadurch leichter zu

verabreichen. Dies könnte insbesondere bei der manuellen Applikation, wenn kein Injektorsystem zur Verfügung steht, einen Vorteil darstellen. Inwiefern sich die physikochemischen Zusammensetzungen und Iodkonzentrationen anderer Kontrastmittel auf die Gefäßerkennbarkeit in den Beckengliedmaßenarterien auswirken wurde in dieser Studie nicht untersucht.

Die gewählten Flussraten zur Applikation des KM und des Kochsalzes, richteten sich nach den Größen der Venenverweilkatheter. Es wurden ausschließlich Flussraten unter den vom Hersteller angegebenen Obergrenzen verwendet (Braun). Tab. 6 zeigt die gewählten Flussraten bei den verschiedenen Größen der Venenverweilkatheter.

Da es sich um Angaben aus der Humanmedizin handelt können diese so auch nicht zwangsläufig auf die Anwendung beim Hund übertragen werden. Je nach Rasse, Vorerkrankung und Venenzustand müssen die Größen des Venenverweilkatheters individuell angepasst werden. Zu hohe Flussraten können zu einem Platzen der Vene und damit zu einer perivenösen Verteilung des Kontrastmittels führen (Miles et al. 1990). In der Humanmedizin wird bei adipösen Patienten aufgrund des erhöhten Herzminutenvolumens teilweise eine Erhöhung der Flussraten um 20% empfohlen (Schindera und Szücs-Farkas 2011). Auch wenn höhere Flussraten grundsätzlich die Gefäßerkennbarkeit verbessern (Garcia et al. 1999, Han et al. 2000) und diverse Studien standardisiert Flussraten von 3 ml/s einsetzen (Tyner et al. 2011, Oui et al. 2013), stand hier die Sicherheit für den Patienten an erster Stelle. Erfahrungswerte bestehen bereits auch für eingestellte Flussraten von 5 ml/s bei Hunden zwischen 13 und 18 kg (De Rycke et al. 2013). Laut Bae et al. (1998c) führen Flussraten über 2 ml/s im Schweinemodell zu einer besseren Unterscheidung zwischen arteriellem und venösem System.

Die Ergebnisse aus dieser Studie zeigten einen positiven Zusammenhang zwischen der Flussrate des KM und der Gefäßerkennbarkeit in der Peripherie. Es ist denkbar, dass mittels höher gewählter Flussraten auch die Pfotenarterien besser erkennbar gewesen wären. Im Bereich der Stammgefäße wurde allgemein eine sehr gute Gefäßerkennbarkeit erreicht, sodass diese gewählten Flussraten trotzdem Anhaltspunkt für weitere angiographische Anwendungen sein können. Henninger und Pavlicek (2001) berechnen die Flussrate über die Körpermasse der Tiere in kg, die Herzfrequenz und das zirkulierende Blutvolumen. So ergibt sich

für die Gewichtsklasse von 5 kg eine Flussrate von 0,2-0,5 s; für 15 kg eine Flussrate von 0,5-1,4 ml/s; für 30 kg eine Flussrate von 0,8-2,4 ml/s und für 50 kg eine Flussrate von 1,2-3,5 ml/s. Die in dieser Studie anhand der Venenverweilkathetergrößen gewählten Flussraten zeigen im Vergleich dazu ähnliche Werte.

Die Anreicherung des KM in der Aorta wurde über ein Bolus Tracking Verfahren gemessen und bei einem Schwellenwert von 100 HU die angiographische Untersuchung gestartet. Die Anwendung des Bolus Tracking ist ein einfaches Verfahren und führt aufgrund des stets gleich gewählten Schwellenwertes von 100 HU zu reproduzierbaren Ergebnissen. Die ROI zur Messung des Schwellenwertes befand sich stets kaudal des Herzens und kranial der Beckenschaufeln wurde aber, je nach klinischer Fragestellung, für jeden Patienten spezifisch positioniert. Geringfügige Variationen traten auch im Hinblick auf den manuell gewählten Abstand zum Startpunkt auf. Je nach gewähltem Messpunkt und Start des Scans kann es zu einem „Verpassen“ der arteriellen Phase kommen. Die Arterien der Beckengliedmaße sind kaum oder gar nicht kontrastmittelgefüllt, wenn der Scan den Bolus „überholt“ und damit eine Bildakquisition stattfindet bevor das Kontrastmittel vollständig in den Arterien angekommen ist. Ebenso kann es zu einer venösen Phase führen, wenn es erst zur Bildaufnahme kommt, nachdem das Kontrastmittel bereits die arterielle Strombahn durchlaufen hat und über die Venen wieder zurück zum Herzen transportiert wird. In beiden Fällen wären die Arterien gar nicht oder schlechter erkennbar gewesen, weil ein venöses Enhancement zur deutlichen Beeinträchtigung der Bildqualität führt. Generell nimmt das arterielle Enhancement mit größer werdendem Abstand zum Startzeitpunkt ab (Meyer et al. 2005). Da die Auswertung der Angiogramme retrospektiv erfolgte war es nicht möglich immer denselben Startpunkt zu wählen. Dies stellt eine Schwäche der Studie dar, auch wenn aufgrund der überwiegend guten Erkennbarkeit in den Stammgefäßen und den peripheren Gefäßen davon auszugehen ist, dass sich die geringgradige Unterscheidung der Messpunkte kaum auf die Gefäßerkennbarkeit auswirken dürfte. Für die Beurteilung der Gefäße distal des Kniegelenkes ergibt sich die Überlegung, ob nicht ein Tracking in der A. poplitea präziser wäre, um die arterielle Phase der distalen Gliedmaße zu treffen. Es obliegt weiteren Studien das optimale Zeitfenster zum starten des Scans für die angiographische Darstellung der hinteren Extremität zu ermitteln.

Außerdem sollte herausgefunden werden, inwiefern die in der Humanmedizin von Fleischmann et al. (2000) und Baxa et al. (2013) präferierte biphasische Applikationsform zur Darstellung der menschlichen Becken-Bein-Arterien zukünftig auch in der Tiermedizin Anwendung finden könnte. Dabei wird über den Injektor eine kurze schnelle gefolgt von einer langsamen kontinuierlichen Menge an KM verabreicht. Mit dieser Technik kann die Injektionszeit und damit die Plateauphase verlängert werden, ohne dass eine zusätzliche Gabe von KM nötig ist. Zudem ist es möglich zwei verschieden konzentrierte KM einzusetzen. Über die Verabreichung eines Testbolus kann die jeweilige Herz-Kreislaufsituation des Patienten berücksichtigt werden. Sie ist aber aufwendiger und geht mit einer größeren Menge an benötigtem KM einher, weswegen sie bei den Patienten nicht angewendet wurde.

Über die durchgeführten Schwellenwertmessungen ist es möglich die durchschnittliche Zeit bis zum Erreichen des Schwellenwertes von 100 HU der Aorta abdominalis für die verschiedenen Gewichtsklassen beim Hund vorherzusagen (Abb. 32). Dies erleichtert die Bestimmung des Scanstarts für angiographische Untersuchungen mittels Standardbolusverfahren, wenn beispielsweise aus technischen Gründen kein Bolus Tracking zur Verfügung steht. Somit könnten in Zukunft auch für diese Applikationsmethode bessere Ergebnisse erzielt werden. Allerdings sollte über weitere Studien ermittelt werden, inwiefern sich ein höher gewählter Schwellenwert auf das arterielle Enhancement auswirkt. Meyer et al. (2005) wählten beim Menschen einen Schwellenwert von 250 HU in der Aorta mit der Überlegung, dass damit die Wahrscheinlichkeit eines „Überholens“ des Bolus sinkt. Dadurch könnte ein höherer Schwellenwert auch beim Tier die Bildqualität weiter verbessern.

Wie beim Mensch kann es auch beim Tier durch die Applikation von Kontrastmittel zu unerwünschten Reaktionen kommen. Nach der Verwendung von Iohexol für Myelographien wurden bei Hunden häufiger generalisierte Anfälle beobachtet (Barone et al. 2002, da Costa et al. 2011). Pollard et al. (2008) beobachteten nach intravenöser KM-Gabe beim narkotisierten Hund nur geringgradige Veränderungen in der Herzfrequenz und des Blutdruckes. Die Untersuchungen von Scarabelli et al. (2015) zeigten, dass es nach intravenöser KM-Applikation bei Hund und Katze nur sehr selten zu schweren Nebenwirkungen kommt. Alle Besitzer wurden vor der CTA mündlich und

schriftlich über mögliche Nebenwirkungen aufgeklärt. Bei den untersuchten Hunden kam es zu keinerlei erkenn-, oder messbaren Nebenwirkungen. Hierbei sei aber angemerkt, dass moderate Reaktionen, wie ein kurzfristiges Hitzegefühl bei Applikation des Kontrastmittels vom Tier aufgrund der Narkose nicht wahrgenommen wird. Es kann zudem nicht ausgeschlossen werden, dass leichte Nebenwirkungen, wie z.B. Übelkeit nach einer CTA beim Tier auftreten, dies aber unbemerkt bleibt. Es ließen sich somit nur unmittelbar auftretende kardiovaskuläre Schwankungen über das standardisierte Monitoring der Patienten, oder offensichtliche Reaktionen, die nach Aufwachen der Tiere aus der Narkose durch aufmerksame Besitzer erkannt wurden, ausschließen. Des Weiteren erfolgte, anders als in der Humanmedizin, vor CTA keine Messung der Nierenfunktion über die glomeruläre Filtrationsrate (GFR). Die Bestimmung der GFR ist in der Tiermedizin zwar theoretisch möglich (O'Dell-Anderson et al. 2006) aber nicht üblich. Im Rahmen dieser Untersuchungen wurden bei den Patienten in der präanästhetischen Blutuntersuchung unter anderem die Nierenwerte Harnstoff und Kreatinin bestimmt. War durch eine Erhöhung der Werte von einer eingeschränkten Nierenfunktion auszugehen, wurde die Untersuchung nur nach Risiko-Nutzen-Abwägung in Rücksprache mit dem Besitzer und mit geringeren KM-Mengen durchgeführt.

Humanmedizinische Untersuchungen konnten zeigen, dass sich über die Gabe eines Kochsalzbolus im Anschluss an die KM-Applikation bis zu 20% an KM-Volumen einsparen ließen (Haage et al. 2000). Außerdem kommt es zu einer gleichmäßigeren Verteilung des KM und einer Verlängerung des Aortenplateaus (Lee et al. 2007, Prokop und van der Molen 2007a). Eine hohe Flussrate an Kochsalz äußerte sich bei den eigenen Untersuchungen, wie zu erwarten, in einem stark positiven Zusammenhang zur Gefäßerkennbarkeit in der Peripherie. Ohne die Applikation von Kochsalz kommt es zum Verbleib von KM in der Vene. Dieses Residualvolumen wird für die Vena cephalica bei einem 60 kg schweren Menschen auf 30 ml geschätzt und daran die notwendige Menge an Kochsalz nach KM-Applikation bemessen (Awai et al. 2004). Kishimoto et al. (2008) berechneten für Beagle mit einem durchschnittlichen Gewicht von 10 kg ein Residualvolumen von 5 ml. In der vorliegenden Arbeit wurden, aufgrund der heterogenen Gewichtsverteilung und der Tatsache, dass die Gliedmaßenlänge nicht zwangsläufig proportional mit dem Gewicht sein muss, keine

Untersuchungen zu den Kochsalzvolumina vorgenommen. Diesem Aspekt sollte man aber generell bei kontrastmittelgestützten Untersuchungen und der Applikation des KM über eine periphere Vene Beachtung schenken.

1.7. Technische Einstellungen

Zu den Akquisitionsparametern, die sich auf die Bildqualität in der CTA auswirken können zählen insbesondere die Anpassung des Tischvorschubes, der Kollimation sowie der physikalischen Parameter wie Röhrenstrom und Röhrenspannung (Rubin 2003, Meyer et al. 2005). Mittels der vorliegenden Angiogramme war es möglich die Arterien der caninen Hintergliedmaße nach Erkennbarkeit und Symmetrie zu bewerten und topographisch zu beschreiben. Dabei führten die gewählten technischen Einstellungen zur CTA zu einer ausreichend guten Bildqualität. Die gewählten Dosen wurden der dicksten Untersuchungsregion (Becken oder Abdomen) angepasst. Es ist davon auszugehen, dass die Dosen für die dünneren Gliedmaßenabschnitte somit auch ausreichend waren. Die Rekonstruktion in 0,6 mm Schichten ist die kleinstmögliche Schichteinstellung und stellt eine ausreichend detailgetreue Darstellung der Arterien inkl. deren Abgänge zur Auswertung sicher. Zur Rekonstruktion wurde der Faltungskern „B26f“ genutzt. Der Faltungskern, auch „Kernel“ genannt, beeinflusst die Bildschärfe und das Bildrauschen der CT-Bilder und entsteht durch Rückprojektionen der gemessenen Schwächungsprofile. Ein scharfer Faltungskern führt damit zwar zu einer verbesserten Ortsauflösung geht gleichzeitig aber mit einem hohen Bildrauschen einher. Mit dem Einsatz des Standardkerns von „B26f“ wurde ein Kompromiss zwischen möglichst guter Ortsauflösung und geringem Bildrauschen zur Rekonstruktion der Angiogramme eingegangen (Prokop 2007b, Schindera und Szücs-Farkas 2011).

2. Auswertung der Angiogramme

2.1. Gefäßerkennbarkeit und Messungen

Über das eigens entworfene Scoringssystem war die Auswertung der Arterien reproduzierbar und im Seitenvergleich möglich. Dabei beschrieb die Kontrasterkennbarkeit über die Anreicherung des KM die subjektive Empfindung der Helligkeit im jeweiligen Gefäß. Die Durchgängigkeit bewährte sich als zusätzliches Kriterium zur Auswertung, da es vorkam, dass ein Gefäß im Verlauf an Kontrast verlor und es dann nicht vollständig verfolgbar war. Bei der Betrachtung der Symmetrie wäre eine genaue Klassifizierung nach Art der Abweichung sinnvoll. Die gefundenen Variationen betrafen hier lediglich den Ursprung. Bei variierenden anatomischen Verläufen oder Zielgebieten müsste dies gesondert aufgezeichnet und beschrieben werden.

Für die A. iliaca externa, die A. femoralis, die A. saphena, die A. poplitea und die A. dorsalis pedis wurden Messungen des Umfanges, des Durchmessers und der Dichte anhand festgelegter anatomischer Referenzpunkte durchgeführt. Es handelte sich stets um Punkte kurz vor oder kurz nach einem bestimmten Gefäßabgang. Die Wahl dieser Referenzpunkte beruhte auf der Überlegung, dass die Gefäßabgänge unabhängig von der Topographie und der Größe der Tiere bei allen Patienten identisch waren und sich diese Punkte somit am besten als Messstellen für das heterogene Patientengut eigneten. Eine einheitliche und wiederholbare Technik zur Bestimmung der Umfänge von Femur und Tibia wurde durch die Messungen auf Höhe der Foramina nutricia sichergestellt.

Die vergleichenden Messungen für Umfang und Durchmesser der Arterien zeigte für beide übereinstimmende Werte. Somit können beide Werte parallel verwendet werden. Je nach Verfügbarkeit des Werkzeuges (Umfang oder lineare Strecke) bietet sich aufgrund der einfacheren Messung der Durchmesser an.

Die Schwellenwertmessungen der Arterien zeigten im distalen Verlauf abnehmende HU-Werte. Dies beruht vermutlich darauf, dass der Scan im distalen Verlauf zunehmend asynchron zum KM-Peak war.

2.2. Normalanatomische Beschreibung des arteriellen Gefäßverlaufes

Einer der Zielsetzungen der Arbeit bestand in der normalanatomischen Beschreibung des arteriellen Gefäßverlaufes der caninen Beckengliedmaße ab dem Abgang der A. iliaca externa aus der Aorta abdominalis anhand der CT-Schnittbilder. Über das Bolus Tracking im Bereich der Aorta abdominalis konnte eine gute Gefäßerkennbarkeit in den Stammarterien und in den meisten peripheren Arterien erreicht werden, sodass diese im Verlauf gut zu beschreiben waren. Die Auswertung der distalen Pfotenarterien war mittels der vorliegenden Angiogramme retrospektiv nur eingeschränkt möglich.

2.3. Normvarianten

Der Begriff „Variation“ wird im Bereich der Angiologie in der Regel dann benutzt, wenn es für das jeweilige Gefäß unterschiedliche Muster gibt und es zu Abweichungen davon kommt (Avedillo et al. 2014). Diese Abweichungen können die Größe, den Ursprung, den Verlauf oder das Zielgebiet betreffen. Obwohl solche auftretende Variationen im Gefäßsystem nicht zwangsläufig zu einer Funktionsstörung des betroffenen Gewebes führen, sind sie, insbesondere wenn es um chirurgische Entscheidungen geht, von hoher medizinischer Bedeutung (Sananpanich et al. 2013). Diese Tatsache bestätigen die zahlreichen Studien über Variationen im Gefäßverlauf beim Menschen (Sanudo et al. 1993, Massoud und Fletcher 1997, Sananpanich et al. 2013). In der Tiermedizin wird dem peripheren Gefäßsystem bisher nur wenig Beachtung geschenkt, da vaskuläre Erkrankungen im Bereich der Gliedmaßen beim Hund allgemein selten und die Optionen für mögliche Interventionen eingeschränkt sind. Über das Wissen der normalanatomischen und variierenden Verläufe der Gefäße kann sich dies in den nächsten Jahren aber ändern.

Bei der A. abdominalis caudalis konnte bei den ausgewerteten Angiogrammen eine relativ gleichmäßige Verteilung im Ursprung entweder aus der A. iliaca externa (36,7 %) oder der A. profunda femoris (36,7 % bzw. 33,3 %) festgestellt werden. Dies deckt sich mit den Aussagen der einschlägigen Literatur (Abraham 2013). Abgänge der A. abdominalis caudalis aus dem Truncus pudendoepigastricus oder der A. epigastrica caudalis, wie sie auch beschrieben werden (Waibl und Wilkens 2005, Abraham 2013), konnten in unseren Untersuchungen nicht festgestellt werden. Dies könnte daran liegen, dass das Gefäß sehr schmal ist und in 30 % bzw. 26,7 % der Fälle gar nicht erkennbar

war.

Bei der *A. circumflexa ilium superficialis* wird von Budras und Mülling (2012) als Alternative zum Ursprung aus der *A. femoralis* auch die *A. circumflexa femoris lateralis* genannt. Die eigenen Untersuchungen zeigten für die *A. circumflexa ilium superficialis* die meisten Variationen. Sie entsprang am häufigsten aus der *A. femoralis* (80 % bzw. 70 %), der *A. circumflexa femoris lateralis* (10 % bzw. 20 %) und in einem Fall auch erst aus der *A. caudalis femoris proximalis*.

Sowohl bei der *A. abdominalis caudalis*, als auch bei der *A. circumflexa ilium superficialis* fiel auf, dass die Unterschiede im Abgang meist bilateral symmetrisch vorkamen.

Falls Variationen in den Pfotenarterien auftraten, wurden diese aufgrund der insgesamt schlechten Gefäßerkennbarkeit nicht detektiert. Außerdem ist es denkbar, dass bestimmte Variationen gehäuft bei bestimmten Rassen auftreten. Zur statistischen Auswertung wäre dazu eine deutlich größere und vor allem homogene Patientenzahl in einer Rasse nötig.

Zusammenfassend haben die Untersuchungen gezeigt, dass die Stammarterien in Größe und Lage stets symmetrisch waren. Eine Abweichung in diesen Arterien kann also auf eine pathologische Veränderung hinweisen. Denkbar wäre auch, dass bestimmte Normvarianten nicht detektiert wurden, weil sie nur äußerst selten vorkommen. Die CTA kann im Gegensatz zu Kadaverstudien mit einer großen Zeitersparnis für die Gefäßdarstellung und die Detektion von Normvarianten genutzt werden.

3. Möglichkeiten der computertomographischen Angiographie caniner Beckengliedmaßen im Hinblick auf klinische Fragestellungen

In der Humanmedizin gehört die CTA zur Darstellung der Becken-Bein-Arterien zu einem häufig eingesetzten bildgebenden Verfahren. Sie dient dabei zur Diagnosestellung vaskulärer Erkrankungen wie beispielsweise Aneurysmen, Atherosklerosen oder Thromben. Die Vorteile der Computertomographie im Gegensatz zu anderen Verfahren der Gefäßdarstellung liegen dabei in einer weit einstellbaren Untersuchungsregion und der kurzen Untersuchungszeit. Die Sonographie hat, auch wenn es sich um ein kostengünstigeres Verfahren handelt, den Nachteil, dass die Patientenvorbereitung mit Schur und die Untersuchung der ganzen Gliedmaße sehr zeitaufwendig und unübersichtlich wäre. Sie könnte zur gezielten Darstellung einzelner Gefäßabschnitte, z.B. der Aortenaufzweigung als alternative Technik genutzt werden. Bei der CTA handelt es sich außerdem um ein nicht-invasives Verfahren über welches die Information zum umliegenden Gewebe erhalten bleibt und welches mittels verschiedener Rekonstruktionen auch Volumendarstellungen möglich macht.

Währenddessen bei Katzen häufiger Thromben auftreten, werden diese beim Hund nur selten beobachtet (Boswood et al. 2000). Das Vorkommen solcher ist beim Hund meist mit anderen Erkrankungen, wie beispielsweise Neoplasien, Herzerkrankungen, Hyperadrenokortizismus oder endoparasitären Infektionen vergesellschaftet und zeigt sich, anders als bei Katzen, in einem weniger akuten Verlauf (Boswood et al. 2000, Gal et al. 2005, Brofman und Thrall 2006, Kirberger und Zambelli 2007). Aufgrund der unspezifischen Symptome, wie einer allgemeinen Hinterhandschwäche oder Parese, bei denen primär eine orthopädische und neurologische Aufarbeitung im Vordergrund steht, ist davon auszugehen, dass vaskuläre Erkrankungen beim Hund erst spät oder gar nicht erkannt werden. Dies zeigt beispielsweise die Veröffentlichung von Cuddy et al. (2013). Darin wird der Fall eines zehn Jahre alten Labradors beschrieben, der neun Jahre an einer beidseitigen Hinterhandschwäche litt und akut mit Verdacht auf eine Larynxparalyse beim Tierarzt vorstellig wurde. Erst im Zuge der Aufarbeitung der progressiven Atemnot wurde eine angeborene

Aortenisthmusstenose diagnostiziert, die neun Jahre zu der persistenten Hinterhandschwäche führte. Ebenso litt ein Greyhound über 6 Wochen unter einer unspezifischen Lahmheit. Hier konnte erst die MRA eine Aortenthrombose als Ursache aufdecken (Sharpley et al. 2009). Einen ähnlichen Fall beschreiben Drost et al. (1999) bei dem ein 12 Jahre alter Sibirischer Husky über vier Wochen eine Lahmheit zeigte und weder röntgenologisch noch ultrasonographisch die Ursache gefunden werden konnte. Über eine MRA wurde schließlich ein Thrombus im Bereich der A. iliaca externa diagnostiziert. Diese Fälle zeigen, dass Thrombosen und Stenosen beim Hund durchaus vorkommen. Möglicherweise wird die Häufigkeit deren Auftretens sogar unterschätzt, da CT- und MR-Angiographien in der Peripherie insgesamt eher selten durchgeführt werden. Die bisherigen Fallbeschreibungen berichten am häufigsten über Thromben im Bereich der Aortenaufzweigung. Ein fehlender Femoralis-Puls in der klinischen Untersuchung und eine Ultraschall Untersuchung des Abdomens können darauf erste Hinweise geben oder bereits die Diagnose stellen. Bei Thromben im Bereich der Gliedmaße zeigt sich oft kein eindeutiges klinisches Bild. Bei unspezifischer Schwäche, Lahmheit oder neurologischen Defiziten sollten im klinischen Alltag neben den häufiger auftretenden orthopädischen und neurologischen aber stets auch vaskuläre Ursachen in Betracht gezogen werden. Die CTA stellt bei unklaren Hinterhandlahmheiten also eine zusätzliche diagnostische Option dar.

Das detaillierte Wissen über den arteriellen Gefäßverlauf kann in Zukunft für chirurgische Eingriffe an den Beckengliedmaßen genutzt werden. Einen wesentlichen Mehrwert stellt dabei die mögliche 3D Visualisierung für den Operateur dar. Pownder und Scrivani (2008) empfehlen die CTA bereits zur Diagnosestellung und Operationsplanung bei einem persistierenden Ligamentum arteriosum beim Hund. Des Weiteren benötigt man detailliertes angiographisches Wissen insbesondere auch bei onkochirurgischen Eingriffen oder der Entfernung arteriovenöser Fisteln (Shaikh et al. 2016). Dabei ist es wichtig das veränderte Gewebe in toto zu exzidieren ohne die gesunden Gefäße zu verletzen. Die CT-Angiographie kann bei Tumoren über die Visualisierung der großen zu- und abfließenden Gefäße dem Chirurgen bei der Operationsplanung helfen. Abhängig vom gewählten Zugang können die Gefäße die den Tumor speisen aufgesucht und ligiert werden. Dies zieht einen geringeren Blutverlust und damit auch eine kürzere Operationsdauer nach sich. Das Wissen über die Gefäßanatomie spielt

außerdem in der rekonstruktiven Medizin und bei radiologischen Interventionen, wie der Tumorembolisation eine große Rolle (Weisse et al. 2002).

Auch wenn in den eigenen Untersuchungen statistisch kein Unterschied in der Gefäßerkennbarkeit zwischen den Hunden mit einer potenziellen Gefäßalteration und den gesunden Hunden zu ermitteln war, wäre es interessant herauszufinden inwiefern spezifische Tumorarten dies unter Umständen beeinflussen. Bei den Patienten mit Tumoren aus der Gruppe der Hunde mit potenzieller Gefäßalteration handelte es sich um kleinere, wenig invasive Neoplasien. Bei Patienten mit großen Tumoren würde man durchaus Veränderungen in den Gefäßverläufen und Größen erwarten. Es ist denkbar, dass Tumoren durch Neoangiogenese oder ein massives infiltratives Wachstum Einfluss auf die Gefäßversorgung und deren Erkennbarkeit nehmen können.

In einer humanmedizinischen Arbeit von Meyer et al. (2005) dienten HÜ-Messungen in verschiedenen Segmenten ähnlich wie in der vorliegenden Studie der Quantifizierung der Lumenkontrastierung im Bereich verschiedener Gefäßsegmente. Anhand der axialen Schnittbilder sowie MIP und curved-MPR Rekonstruktionen wurde anschließend eine Klassifikation der Wandverkalkungen vorgenommen. Die ermittelten Messwerte von Durchmesser und Umfang könnten zukünftig also Anhaltspunkte für die Bestimmung von arteriellen Stenosen beim Hund dienen. Atherosklerosen werden beim Menschen häufig diagnostiziert. Beim Hund sind sie selten und meist mit Hypothyreoidismus oder Diabetes mellitus vergesellschaftet (Drost et al. 1999, Sottiaux 1999, Hess et al. 2003, Zandvliet et al. 2005).

Die CTA kann zukünftig bei Patienten mit unklarer Hinterhandschwäche bzw. Lahmheit als Diagnostikum genutzt werden. Sie ermöglicht die gezielte Suche nach den versorgenden Gefäßen. Sie kann damit sowohl in der Onkochirurgie, als auch im rekonstruktiven Bereich, unter anderem über eine 3D- Visualisierung, zur Operationsplanung beitragen und dem Chirurgen bei Embolisationen helfen. Mit der vorliegenden Arbeit wurde dazu eine CT-normalanatomische Referenz geschaffen. Das Bildmaterial kann zur Orientierung und zum Vergleich für zukünftige CT-angiographische Studien dienen.

VI. ZUSAMMENFASSUNG

Ziel dieser Arbeit war die Beschreibung der physiologischen Gefäßanatomie der caninen Beckengliedmaßenarterien anhand der CT-angiographischen Darstellung. Neben der Erstellung eines Atlas mit normalanatomischen Referenzbildern von CT-Angiogrammen wurden in der vorliegenden Arbeit die Arterien der caninen Beckengliedmaße seitenvergleichend in 30 computertomographischen Angiogrammen im Hinblick auf deren Erkennbarkeit und Symmetrie systematisch bewertet.

Zur CTA wurde das Bolus Tracking Verfahren genutzt und die arterielle Phase bei einem Schwellenwert von 100 HU in der Aorta abdominalis gestartet. Über die Protokolle der Kontrastmittelapplikation wurden die Zeiten bis zum Erreichen des Schwellenwertes von 100 HU und die erzielten HU-Werte kurz vor und nach dem Schwellenwert für jeden Patienten notiert. Zur Beurteilung der Arterien wurden lückenlose, transversale CT-Datensätze mit einer Schichtdicke von 0,6 mm genutzt. Mittels eines eigens definierten Qualitätsbewertungssystems wurden retrospektiv sowohl die Erkennbarkeit als auch die Verfolgbarkeit der Arterien analysiert. Die Gefäßerkennbarkeit wurde über den erzielten Kontrast mit „sehr gut“, „gut“, „schwach“ und „nicht erkennbar“ bewertet. Zudem erfolgte die Beurteilung der Arterien nach deren Verfolgbarkeit in „durchgehend“, „partiell“ und „nicht zu verfolgen“. Die für jede Arterie ermittelten Werte wurden addiert und für statistische Analysen in den jeweiligen topographischen Segmenten „Stamm“, „Peripherie“ und „Pforten“ zusammengefasst. Zwischen rechter und linker Hintergliedmaße wurde evaluiert, inwiefern die Arterien in Bezug auf ihre Lage und Größe symmetrisch waren. Arterien, die eine Variation in Ursprung, Lage oder Verlauf aufwiesen wurden erfasst und es erfolgte eine normalanatomische Beschreibung der Arterien anhand topographischer Gesichtspunkte ab der Aufzweigung der A. iliaca externa im proximodistalen Verlauf bis hin zur Pfortenspitze. Neben dieser visuellen Beschreibung der CT-angiographischen Schnittbildanatomie wurden zudem für die A. iliaca externa, die A. femoralis, die A. saphena, die A. poplitea und die A. dorsalis pedis morphometrische Daten erhoben. Dazu gehörte der Durchmesser und die Fläche sowie die Dichtemessung anhand der HU. Zudem wurde der Knochenumfang von Femur und Tibia auf Höhe des Foramen nutricium bestimmt, um eine mögliche

Korrelation zum Körpergewicht feststellen zu können. Neben dem Körpergewicht wurden weitere mögliche Einflussfaktoren wie Signalement, Lagerung, Anästhesie und Kontrastmittel- bzw. Kochsalzapplikation auf die Gefäßerkennbarkeit analysiert.

Insgesamt konnte mittels des Bolus Tracking Verfahren eine sehr gute Gefäßerkennbarkeit im Bereich der Stammarterien und peripheren Arterien erzielt werden, wohingegen die KM-Anreicherung in den Arterien der Pfoten unzureichend war. Für die A. abdominalis caudalis und die A. circumflexa ilium superficialis konnten Variationen in deren Ursprung ermittelt werden. Die A. abdominalis caudalis entsprang entweder aus der A. iliaca externa (36,7 %) oder aus der A. profunda femoris (rechts in 36,7 % bzw. links in 33,3 % der Fälle). Die A. circumflexa ilium superficialis entsprang am häufigsten aus der A. femoralis (rechts in 80 % bzw. links in 70 % der Fälle) gefolgt von dem Ursprung aus der A. circumflexa femoris lateralis (rechts in 10 % bzw. links in 20 % der Fälle) und in einem Fall aus der A. caudalis femoris proximalis. In den restlichen Fällen waren die Arterien überhaupt nicht erkennbar. Die Normvarianten traten im bilateralen Seitenvergleich meist symmetrisch auf. Es konnte kein Zusammenhang zwischen Signalement, Lagerung, verwendeten Anästhetika und Gefäßerkennbarkeit ermittelt werden. Eine hohe Flussrate an Kontrastmittel und Kochsalz korrelierte positiv mit der Gefäßerkennbarkeit. Die Hunde mit größerem Körpergewicht erreichten insgesamt weniger hohe Maximalwerte bei der KM-Anreicherung.

Weitere Studien sollten zeigen mit welchen Kontrastmittelmengen, Applikationsformen und technischen Einstellungen zur CTA auch eine optimale Gefäßdarstellung in den Pfoten zu erzielen ist. Die ermittelten morphometrischen Daten zu den Arterien durchmessern bzw. -umfängen sowie die Schwellenwertzeiten in den verschiedenen Gewichtsklassen können zukünftigen Studien als Referenzwerte dienen.

Die CTA kann insbesondere im Bereich der onkologischen und rekonstruktiven Chirurgie zur Operationsplanung beitragen und sollte bei Patienten mit unklarer Hinterhandschwäche bzw. Lahmheit als Diagnostikum genutzt werden. Bei solchen Patienten sollten neben orthopädischen und neurologischen auch vaskuläre Ursachen in Betracht gezogen werden. Die normalanatomische Beschreibung der Beckengliedmaßenarterien ist die Grundlage für deren

Beurteilung und kann zukünftigen Studien zur Orientierung dienen.

VII. SUMMARY

The aim of this study was the description of the physiological arterial anatomy in the canine hindlimb using computed tomographic angiographies. Beside the creation of an atlas with axial slices presenting the normal arterial anatomy, we also evaluated the enhancement and symmetry of the canine arteries comparing right and left hindlimb of 30 dogs.

For the CTA we used the bolus tracking technique. The arterial phase was started at a threshold of 100 HU in the abdominal aorta. The protocols of contrast media application were used to define the duration until the threshold was reached and to note the measured HU-values before and after the threshold for each patient. For the arterial evaluation, we used axial scans with a slice thickness of 0,6 mm. We analysed the angiograms using a self-developed scoring system for the arterial enhancement and the traceability. The enhancement was scored into the categories “very good”, “good”, “poor” and “not enhanced”, whereas the traceability was graded in “constantly traceable”, “partially traceable” and “not traceable”. The achieved values for each artery were summed up and put into one of the reference groups “trunk”, “periphery” or “paw” according to their anatomical position for statistical analysis. We examined whether the arteries of the right and left hindlimb had a symmetric size and anatomical position and noted those with variations in position, origin and course. The normal anatomy of the arteries in the hindlimb was described from the external iliac artery proximodistally to the paw. In addition to the described evaluation, we defined anatomical reference points to further capture morphometric data like diameter, cross-sectional area, and density (HU) of the external iliac, the femoral, the saphenous, the popliteal and the dorsal pedal artery. Besides these morphometric datasets, the diameter of the femur and tibia was measured to show if they correlate with the patients’ weight. In addition to the patients’ weight, further factors which could influence the perceptibility of the arteries like signalement, positioning of the patient, anaesthetic regimen, contrast media and saline flushing were analysed.

The results showed that the bolus tracking led to a very good arterial perceptibility in the main arteries of the trunk as well as in the peripheral arteries. However, the enhancement of the arteries in the paws was insufficient.

We found variations in the origin of the caudal abdominal artery and the superficial circumflex iliac artery. The caudal abdominal artery originated either from the external iliac artery (36,7 % of the cases) or from the deep femoral artery in 36,7 % and 33,3 % in the right and left limb. The superficial circumflex iliac artery most frequently came out of the femoral artery. This was the case in 80 % of the right and 70 % of the left sides followed by the origin of the lateral circumflex femoral artery in 10 % (right) and 20 % (left) of the cases. In one case the superficial circumflex iliac artery came out of the proximal caudal femoral artery. In the other cases the arteries were not detectable at all. Usually the variations occurred bilaterally in a symmetric manner.

The statistical analysis did not show a significant relationship between the signalement, the patients positioning or the used anesthetics with regard to the arterial perceptibility. A higher flow in contrast media and saline flushing resulted in a better enhancement. After the threshold of 100 HU the dogs with a larger body weight did not reach HU values as high as the dogs with a lower body weight. Further studies have to evaluate which volumes of contrast media, application methods and technical settings in the CTA induce an optimal exposure of the paw arteries. The morphometric data for the arterial diameters and the times for reaching the thresholds in the different weight categories can be used as references for further examinations.

The CTA with its various options in reconstruction could be used by the surgeon as an interventional planning guide. Therefore, it has a high value especially in oncologic and reconstructive investigations and operations. It should be used as a diagnostic imaging method for patients with an obscure weakness or lameness of the limbs. Besides neurologic or orthopedic factors also vascular reasons have to be considered in these cases. The illustration and description of the physiological arterial anatomy of the hindlimb provides a basis for their evaluation and can be used as an orientation during further studies.

VIII. LITERATURVERZEICHNIS

Abraham B

The Heart and Arteries.

In Miller ME and Evans HE: Miller's Anatomy of the dog, St. Louis, Mo., Elsevier Saunders, 2013

Almen T

Development of nonionic contrast media.

Investigative radiology. 1985; 20(1): S2-S9

Almén T

Visipaque—a step forward: a historical review 1995. Acta Radiologica, SAGE Publications Sage UK: London, England; Supplement 399: 2-18

Arakawa H, Kohno T, Hiki T, Kaji Y

CT pulmonary angiography and CT venography: factors associated with vessel enhancement.

American Journal of Roentgenology. 2007; 189(1): 156-161

Avedillo L, Martín-Alguacil N, Salazar I

Anatomical Variations of the Blood Vascular System in Veterinary Medicine.

Anatomia, histologia, embryologia. 2014

Awai K, Inoue M, Yagyu Y, Watanabe M, Sano T, Nin S, Koike R, Nishimura Y, Yamashita Y

Moderate versus high concentration of contrast material for aortic and hepatic enhancement and tumor-to-liver contrast at multi-detector row CT.

Radiology. 2004; 233(3): 682-688

Awai K, Kanematsu M, Kim T, Ichikawa T, Nakamura Y, Nakamoto A, Yoshioka K, Mochizuki T, Matsunaga N, Yamashita Y

The Optimal Body Size Index with Which to Determine Iodine Dose for Hepatic Dynamic CT: A Prospective Multicenter Study.

Radiology. 2016; 278(3): 773-781

Bae KT

Peak Contrast Enhancement in CT and MR Angiography: When Does It Occur and Why? Pharmacokinetic Study in a Porcine Model 1.

Radiology. 2003; 227(3): 809-816

Bae KT

Intravenous contrast medium administration and scan timing at CT: considerations and approaches.

Radiology. 2010; 256(1): 32-61

Bae KT, Heiken JP, Brink JA

Aortic and hepatic contrast medium enhancement at CT. Part I. Prediction with a computer model.

Radiology. 1998a; 207(3): 647-655

Bae KT, Heiken JP, Brink JA

Aortic and hepatic contrast medium enhancement at CT. Part II. Effect of reduced cardiac output in a porcine model.

Radiology. 1998b; 207(3): 657-662

Bae KT, Heiken JP, Brink JA

Aortic and hepatic peak enhancement at CT: effect of contrast medium injection rate--pharmacokinetic analysis and experimental porcine model.

Radiology. 1998c; 206(2): 455-464

Bae KT, Seeck BA, Hildebolt CF, Tao C, Zhu F, Kanematsu M, Woodard PK

Contrast enhancement in cardiovascular MDCT: effect of body weight, height, body surface area, body mass index, and obesity.

American Journal of Roentgenology. 2008; 190(3): 777-784

Barone G, Ziemer LS, Shofer FS, Steinberg SA

Risk factors associated with development of seizures after use of iohexol for myelography in dogs: 182 cases (1998).

Journal of the American Veterinary Medical Association. 2002; 220(10): 1499-1502

Baxa J, Vendiš T, Moláček J, Štěpánková L, Flohr T, Schmidt B, Korpelaar JG, Ferda J

Low contrast volume run-off CT angiography with optimized scan time based on double-level test bolus technique—feasibility study.

European journal of radiology. 2013

Behrendt F, Jost G, Seidensticker P, Günther RW, Pietsch H, Mahnken AH

Intraindividuelle Vergleichsstudie unterschiedlicher Kontrastmittelkonzentrationen in der MSCT.

Fortschr Röntgenstr. 2009; 181(S 01): VO224_222

Berry SH

Injectable Anesthetics.

In: Veterinary Anesthesia and Analgesia, John Wiley & Sons, Ltd, 2015

Bertolini G, Prokop M

Multidetector-row computed tomography: Technical basics and preliminary clinical applications in small animals.

The Veterinary Journal. 2011; 189(1): 15-26

Bidgood Jr W, Horii SC

Introduction to the ACR-NEMA DICOM standard.

Radiographics. 1992; 12(2): 345-355

Bisdas S, Baghi M, Wagenblast J, Knecht R, Thng C, Koh T, Vogl T

Differentiation of benign and malignant parotid tumors using deconvolution-based perfusion CT imaging: feasibility of the method and initial results.

European journal of radiology. 2007; 64(2): 258-265

Blomley MJK, Coulden R, Bufkin C, Lipton MJ, Dawson P

Contrast Bolus Dynamic Computed Tomography for the Measurement of Solid Organ Perfusion.

Investigative Radiology. 1993; 28: 72-77

Böhm I, Heverhagen JT, Klose KJ

Classification of acute and delayed contrast media-induced reactions: proposal of a three-step system.

Contrast media & molecular imaging. 2012; 7(6): 537-541

Boswood A, Lamb C, White R

Aortic and iliac thrombosis in six dogs.

Journal of small animal practice. 2000; 41(3): 109-114

Braun B

The B. Braun Vasofix® Safety IV Catheter.

The B. Braun Vasofix® Safety IV Catheter Series, aufgerufen am 5. März 2018
um 23:27 Uhr, von
<http://www.safeinfusiontherapy.com/documents/french/vasofixsafety.pdf>

Brofman PJ, Thrall DE

Magnetic resonance imaging findings in a dog with caudal aortic thromboembolism and ischemic myopathy.

Veterinary Radiology & Ultrasound. 2006; 47(4): 334-338

Buchanan JW, Beardow AW, Sammarco CD

Femoral artery occlusion in Cavalier King Charles spaniels.

Journal-American veterinary medical association. 1997; 211: 872-874

Budras K-D, Mülling C

Beckengliedmaße.

In Reese S, Mülling C, Christiane P, Kölle S and Budras K-D: Atlas der Anatomie des Hundes Bd. 9, Hannover, Schlütersche Verlagsgesellschaft mbH & Co.KG, 2012

Bushberg JT

Adjuncts to Radiology.

In: The essential physics of medical imaging, Lippincott Williams & Wilkins, 2002

Bushberg JT

Computed Tomography.

In Bushberg JT: The essential physics of medical imaging, Philadelphia,

Lippincott Williams & Wilkins, 2002

Cáceres AV, Zwingenberger AL, Hardam E, Lucena JM, Schwarz T

Helical computed tomographic angiography of the normal canine pancreas.

Veterinary Radiology & Ultrasound. 2006; 47(3): 270-278

Cademartiri F, Nieman K, van der Lugt A, Raaijmakers RH, Mollet N, Pattynama PM, de Feyter PJ, Krestin GP

Intravenous Contrast Material Administration at 16-Detector Row Helical CT Coronary Angiography: Test Bolus versus Bolus-tracking Technique 1.

Radiology. 2004; 233(3): 817-823

Cademartiri F, van der Lugt A, Luccichenti G, Pavone P, Krestin GP

Parameters Affecting Bolus Geometry in CTA: A Review.

Journal of Computer Assisted Tomography. 2002; 26(4): 598-607

Claussen CD, Banzer D, Pfretzschner C, Kalender WA, Schörner W

Bolus geometry and dynamics after intravenous contrast medium injection.

Radiology. 1984; 153(2): 365-368

Cuddy LC, Maisenbacher HW, Vigani A, Berry C

Computed tomography angiography of coarctation of the aorta in a dog.

J Vet Cardiol. 2013; 15(4): 277-281

Cummings K, Naguib MA

Opioid agonists and antagonists.

In Stoelting RK and Hillier SC: Pharmacology and physiology in anesthetic practice, Lippincott Williams & Wilkins, 2012

Cuthbertson EM, Gilfillan RS

Variations in the anatomic origin of the nutrient artery of the canine femur.

The Anatomical Record. 1964; 148(4): 547-552

da Costa RC, Parent JM, Dobson H

Incidence of and risk factors for seizures after myelography performed with iohexol in dogs: 503 cases (2002–2004).

Journal of the American Veterinary Medical Association. 2011; 238(10): 1296-1300

Davidson C, Stacul F, McCullough PA, Tumlin J, Adam A, Lameire N, Becker CR, Panel CCW

Contrast medium use.

The American journal of cardiology. 2006; 98(6): 42-58

De Rycke LM, Kromhout KJ, van Bree HJ, Bosmans T, Gielen IM

Computed Tomography Atlas of the Normal Cranial Canine Abdominal Vasculature Enhanced by Dual-phase Angiography.

Anatomia, Histologia, Embryologia. 2013: n/a-n/a

Drees R, François CJ, Saunders JH

Invited review—computed tomographic angiography (cta) of the thoracic cardiovascular system in companion animals.

Veterinary Radiology & Ultrasound. 2014; 55(3): 229-240

Drees R, Johnson RA, Pinkerton M, Del Rio AM, Saunders JH, François CJ

Effects of two different anesthetic protocols on 64-MDCT coronary angiography in dogs.

Veterinary Radiology & Ultrasound. 2014: n/a-n/a

Drost WT, Bahr RJ, Henry GA, Campbell GA

Aortoiliac thrombus secondary to a mineralized arteriosclerotic lesion.

Veterinary Radiology & Ultrasound. 1999; 40(3): 262-266

Edwards A, Wells I, Roobottom C

Multidetector row CT angiography of the lower limb arteries: a prospective comparison of volume-rendered techniques and intra-arterial digital subtraction angiography.

Clinical radiology. 2005; 60(1): 85-95

Engeroff B, Kopka L, Harz C, Grabbe E

Der Einfluss verschiedener Jodkonzentrationen auf die Kontrastierung der Oberbauchorgane im biphasischen Mehrschicht-Spiral-CT.

Fortschr Röntgenstr. 2001; 173(10): 938-941

Farver T, Haskins S, Patz J

Cardiopulmonary effects of acepromazine and of the subsequent administration of ketamine in the dog.

American journal of veterinary research. 1986; 47(3): 631-635

Fleischmann D, Hittmair K

Mathematical analysis of arterial enhancement and optimization of bolus geometry for CT angiography using the discrete fourier transform.

Journal of computer assisted tomography. 1999; 23(3): 474-484

Fleischmann D, Rubin GD, Bankier AA, Hittmair K

Improved Uniformity of Aortic Enhancement with Customized Contrast Medium Injection Protocols at CT Angiography 1.

Radiology. 2000; 214(2): 363-371

Flohr T

Messprinzip, Bildrekonstruktion, Gerätetypen und Aufnahmetechniken.

In Alkadhi H, Leschka S, Stolzmann P and Scheffel H: Wie funktioniert CT?, Springer, 2011a

Flohr T

Detektoren, Röntgenstrahler und Gantry.

In Alkadhi H, Leschka S, Stolzmann P and Scheffel H: Wie funktioniert CT?, Springer, 2011b

Foltin I, Brühshwein A, Rieden K, Matis U

Magnetic resonance angiography: A comparison of techniques and applications in dogs and humans.

Tierärztliche Praxis Kleintiere. 2008; 36: 75-88

Fraioli F, Catalano C, Napoli A, Francone M, Venditti F, Danti M, Pediconi F, Passariello R

Low-dose multidetector-row CT angiography of the infra-renal aorta and lower extremity vessels: image quality and diagnostic accuracy in comparison with standard DSA.

European radiology. 2006; 16(1): 137-146

Frank JR, Nutter FB, Kyles AE, Atkins CE, Sellon RK

Systemic arterial dirofilariasis in five dogs.

Journal of veterinary internal medicine. 1997; 11(3): 189-194

Frederick MG, McElaney BL, Singer A, Park K, Paulson E, McGee S, Nelson R

Timing of parenchymal enhancement on dual-phase dynamic helical CT of the liver: how long does the hepatic arterial phase predominate?

AJR. American journal of roentgenology. 1996; 166(6): 1305-1310

Gal A, Kleinbart S, Aizenberg Z, Baneth G

Aortic thromboembolism associated with *Spirocerca lupi* infection.

Veterinary parasitology. 2005; 130(3): 331-335

Garcia P, Genin G, Bret P, Bonaldi V, Reinhold C, Atri M

Hepatic CT enhancement: effect of the rate and volume of contrast medium injection in an animal model.

Abdominal imaging. 1999; 24(6): 597-603

Gille U

Herz-Kreislauf- und Abwehrsystem, Angiologia.

In Salomon F-V, Geyer H and Gille U: Anatomie für Tiermedizin Bd. 1, Stuttgart, Enke, 2005

Goncalves R, Penderis J, Chang Y, Zoia A, Mosley J, Anderson T

Clinical and neurological characteristics of aortic thromboembolism in dogs.

Journal of Small Animal Practice. 2008; 49(4): 178-184

Gorman AL, Elliott KJ, Inturrisi CE

The d- and l-isomers of methadone bind to the non-competitive site on the N-methyl-D-aspartate (NMDA) receptor in rat forebrain and spinal cord.

Neuroscience letters. 1997; 223(1): 5-8

Gould R, Brasch RC, Sievers R, Baxter A, Aicher K

Comparison of Vascular Opacification after Bolus Injection of Iodixanol-320 and Iohexol-350.

Investigative Radiology. 1992; 27(12): 1031-1033

Haage P, Schmitz-Rode T, Hübner D, Piroth W, Gunther RW

Reduction of contrast material dose and artifacts by a saline flush using a double power injector in helical CT of the thorax.

American Journal of Roentgenology. 2000; 174(4): 1049-1053

Hagen B

Invasive or non invasive angiography? The role of conventional catheter angiography.

Der Radiologe. 1997; 37(7): 493-500

Han JK, Kim AY, Lee K-Y, Seo JB, Kim TK, Choi BI, Lhee CS, Han MC

Factors influencing vascular and hepatic enhancement at CT: experimental study on injection protocol using a canine model.

Journal of computer assisted tomography. 2000; 24(3): 400-406

Haskins S, Farver T, Patz J

Cardiovascular changes in dogs given diazepam and diazepam-ketamine.

American Journal of Veterinary Research. 1986; 47(4): 795-798

Healthcare G

Fachinformation Accupaque.

Fachinformation Accupaque Series, aufgerufen am 5. März 2018 um 22:55 Uhr, von <http://www3.gehealthcare.de/~media/downloads/de/fachinformationenconstanze/jb41344de-accupaque.pdf>

Hees H

Kreislaufsystem.

In Sinowatz F and Hees H: Histologie, München, Selbstverl., 2012

Henninger W, Pavlicek M

Konventionelle CT-Untersuchungsprotokolle, erstellt nach Regionen, für den optimalen Kontrastmitteleinsatz beim Hund.

Teil. 2001; 1: 685-698

Herrmann K, Waggershauser T, Bonél H, Glaser C, Sittek H, Reiser M

Kontrastmitteluntersuchungen des Venensystems.

Der Radiologe. 1998; 38(7): 570-577

Hess RS, Kass PH, Winkle TJ

Association between diabetes mellitus, hypothyroidism or hyperadrenocorticism, and atherosclerosis in dogs.

Journal of Veterinary Internal Medicine. 2003; 17(4): 489-494

Hittmair K, Wunderbaldinger P, Fleischmann D

Bolusoptimierte CT-Angiographie.

Der Radiologe. 1999; 39(2): 93-99

Ho LM, Nelson RC, DeLong DM

Determining contrast medium dose and rate on basis of lean body weight: does this strategy improve patient-to-patient uniformity of hepatic enhancement during multi-detector row CT?

Radiology. 2007; 243(2): 431-437

Hornig A, Reiser M, Clevert DA

Aktuelle Entwicklungen in der vaskulären Sonographie.

Der Radiologe. 2009; 49(11): 998-1004

Hounsfield GN

Computerized transverse axial scanning (tomography): Part 1. Description of system.

The British Journal of Radiology. 1973; 46(552): 1016-1022

Ilkiw J, Pascoe P, Haskins S, Patz J

Cardiovascular and respiratory effects of propofol administration in hypovolemic dogs.

American journal of veterinary research. 1992; 53(12): 2323-2327

Jakobsen JA

Physiological effects of contrast media for use in multidetector row computed tomography.

European journal of radiology. 2007; 62: 14-25

Joly H, D'Anjou MA, Huneault L

Imaging diagnosis—CT angiography of a rare vascular ring anomaly in a dog.

Veterinary Radiology & Ultrasound. 2008; 49(1): 42-46

Jones DJ, Stehling LC, Zauder HL

Cardiovascular responses to diazepam and midazolam maleate in the dog.

Anesthesiology. 1979; 51(5): 430-434

Katayama H, Yamaguchi K, Kozuka T, Takashima T, Seez P, Matsuura K

Adverse reactions to ionic and nonionic contrast media. A report from the Japanese Committee on the Safety of Contrast Media.

Radiology. 1990; 175(3): 621-628

Kayhan A, Palabıyık F, Serinsöz S, Kırış A, Bayramoğlu S, Williams JT, Cimilli T

Multidetector CT angiography versus arterial duplex USG in diagnosis of mild lower extremity peripheral arterial disease: Is multidetector CT a valuable screening tool?

European journal of radiology. 2012; 81(3): 542-546

Keeling AN, Farrelly C, Carr JC, Yaghmai V

Technical considerations for lower limb multidetector computed tomographic angiography.

Vascular Medicine. 2010: 1358863X10388347

Kirberger RM, Zambelli A

Imaging diagnosis—aortic thromboembolism associated with spirocercosis in a dog.

Veterinary Radiology & Ultrasound. 2007; 48(5): 418-420

Kirchner J, Kickuth R, Laufer U, Noack M, Liermann D

Optimized enhancement in helical CT: experiences with a real-time bolus tracking system in 628 patients.

Clinical radiology. 2000; 55(5): 368-373

Kishimoto M, Yamada K, Tsuneda RYO, Shimizu J, Iwasaki T, Miyake Y-I

Effect Of Contrast Media Formulation On Computed Tomography Angiographic Contrast Enhancement.

Veterinary Radiology & Ultrasound. 2008; 49(3): 233-237

Kock MC, Dijkshoorn ML, Pattynama PM, Hunink MM

Multi-detector row computed tomography angiography of peripheral arterial disease.

European radiology. 2007; 17(12): 3208-3222

Kock MCJM, Adriaensen MEAPM, Pattynama PMT, van Sambeek MRHM, van Urk H, Stijnen T, Hunink MGM

DSA versus Multi-Detector Row CT Angiography in Peripheral Arterial Disease: Randomized Controlled Trial.

Radiology. 2005; 237(2): 727-737

Kormano M, Partanen K, Soimakallio S, Kivimäki T

Dynamic contrast enhancement of the upper abdomen: effect of contrast medium and body weight.

Investigative radiology. 1983; 18(4): 364-366

KuKanich B, Wiese AJ

Opioids.

In: Veterinary Anesthesia and Analgesia, John Wiley & Sons, Ltd, 2015

Labruyère J, Schwarz T

CT and MRI in veterinary patients: an update on recent advances.

Practice. 2013; 35(10): 546-563

Lackner K, Janson R, Franken T, Harder T, Thurn P

Digitale Subtraktionsangiographie (DSA): Methodik und klinische Anwendungsmöglichkeiten.

DMW-Deutsche Medizinische Wochenschrift. 1983; 108(09): 350-355

Lake-Bakaar GA, Johnson EG, Griffiths LG

Aortic thrombosis in dogs: 31 cases (2000–2010).

Journal of the American Veterinary Medical Association. 2012; 241(7): 910-915

Lamb CR

Ultrasonographic diagnosis of congenital portosystemic shunts in dogs: results of a prospective study.

Veterinary Radiology & Ultrasound. 1996; 37(4): 281-288

Laubenberger T, Laubenberger J

Computertomographie.

In Laubenberger T and Laubenberger J: Technik der medizinischen Radiologie, Köln, Dt. Ärzte-Verl., 1999

Le Roux A, Granger LA, Reynolds C, Gaschen L

Computed tomography features of bronchial and non-bronchial collateral arterial circulation development in a dog diagnosed with multiple chronic pulmonary thrombi.

J Vet Cardiol. 2013; 15(4): 283-287

Lee CH, Goo JM, Bae KT, Lee HJ, Kim KG, Chun EJ, Park CM, Im J-G

CTA contrast enhancement of the aorta and pulmonary artery: the effect of saline chase injected at two different rates in a canine experimental model.

Investigative radiology. 2007; 42(7): 486-490

Leibecke T, Kagel C, Lubinski A, Peters SO, Jungbluth T, Helmberger T

CTA und MRA bei PAVK – ist die DSA out?

Der Radiologe. 2006; 46(11): 941-947

Lipson SA

3D Workstations: Basic Principles and Pitfalls.

In Lipson SA: MDCT and 3D Workstations: A Practical How-To Guide and Teaching File, Springer Science & Business Media, 2006

Mahnken AH, Jost G, Seidensticker P, Kuhl C, Pietsch H

Contrast timing in computed tomography: effect of different contrast media concentrations on bolus geometry.

European journal of radiology. 2012; 81(4): e629-e632

Mai W, Suran JN, Cáceres AV, Reetz JA

Comparison between bolus tracking and timing-bolus techniques for renal computed tomographic angiography in normal cats.

Veterinary Radiology & Ultrasound. 2013; 54(4): 343-350

Martin ML, Tay KH, Flak B, Fry PD, Doyle DL, Taylor DC, Hsiang YN, Machan LS

Multidetector CT angiography of the aortoiliac system and lower extremities: a prospective comparison with digital subtraction angiography.

American Journal of Roentgenology. 2003; 180(4): 1085-1091

Massoud T, Fletcher E

Anatomical variants of the profunda femoris artery: an angiographic study.

Surgical and Radiologic Anatomy. 1997; 19(2): 99-103

Mawby DI, Bartges JW, d'Avignon A, Laflamme DP, Moyers TD, Cottrell T

Comparison of Various Methods for Estimating Body Fat in Dogs.

Journal of the American Animal Hospital Association. 2004; 40(2): 109-114

Merin RG, Bernard J-M, Doursout M-F, Cohen M, Chelly JE

Comparison of the effects of isoflurane and desflurane on cardiovascular dynamics and regional blood flow in the chronically instrumented dog.

Anesthesiology. 1991; 74(3): 568-574

Meyer B, Ribbe C, Kruschewski M, Wolf K-J, Albrecht T

Becken-Bein-CT-Angiographie mit der 16-Zeilen-Multislice-Technik: Kontrastmittel-Enhancement und Bildqualität unter Einsatz eines standardisierten Untersuchungsprotokolls.

RöFo-Fortschritte auf dem Gebiet der Röntgenstrahlen und der bildgebenden Verfahren, © Georg Thieme Verlag KG Stuttgart· New York 2005

Miles SG, Rasmussen J, Litwiller T, Osik A

Safe use of an intravenous power injector for CT: experience and protocol.

Radiology. 1990; 176(1): 69-70

Monteiro ER, Teixeira Neto FJ, Castro VB, Campagnol D

Effects of acepromazine on the cardiovascular actions of dopamine in anesthetized dogs.

Veterinary anaesthesia and analgesia. 2007; 34(5): 312-321

Mustra M, Delac K, Grgic M

Overview of the DICOM standard.

ELMAR, 2008. 50th International Symposium, IEEE 2008

Nanz D

Kardiovaskuläre Bildgebung.

In Weishaupt D, Köchli V and Marincek B: Wie funktioniert MRI? Bd. 6, Heidelberg, Springer, 2011

NAV

Nomina Anatomica Veterinaria.

2017

NEMA

Patient Position.

Patient Position Series, aufgerufen am 19.07.2017, 11:24 Uhr, von
ftp://dicom.nema.org/MEDICAL/dicom/2014c/output/chtml/part03/sect_C.7.3.html
- sect_C.7.3.1.1.2

Nickel R, Schummer A, Seiferle E

Blutgefäße, Bau und Funktion.

In: Lehrbuch der Anatomie der Haustiere Bd. 4, Stuttgart, Parey, 2005

Nitzl D, Ohlerth S, Mueller-Schwandt F, Angst A, Roos M, Kaser-Hotz B

Dynamic computed tomography to measure tissue perfusion in spontaneous canine tumors.

Veterinary Radiology & Ultrasound. 2009; 50(4): 347-352

O'Dell-Anderson KJ, Twardock R, Grimm JB, Grimm KA, Constable PD

Determination of glomerular filtration rate in dogs using contrast-enhanced computed tomography.

Veterinary Radiology & Ultrasound. 2006; 47(2): 127-135

Ohlerth S, Scharf G

Computed tomography in small animals—Basic principles and state of the art applications.

The Veterinary Journal. 2007; 173(2): 254-271

Orsi A, Stefanini M, Crocci A, Simoes K, Ribeiro A

Some segmental features on the structure of the aortic wall of the dog.

Anatomia, histologia, embryologia. 2004; 33(3): 131-134

Oui H, Kim J, Bae Y, Oh J, Park S, Lee G, Jeon S, Choi J

Computed tomography angiography of situs inversus, portosystemic shunt and multiple vena cava anomalies in a dog.

J Vet Med Sci. 2013; 75(11): 1525-1528

Ouwendijk R, de Vries M, Pattynama PM, van Sambeek MR, de Haan MW, Stijnen T, van Engelshoven JM, Hunink MM

Imaging Peripheral Arterial Disease: A Randomized Controlled Trial Comparing Contrast-enhanced MR Angiography and Multi-Detector Row CT Angiography¹.

Radiology. 2005; 236(3): 1094-1103

Parouti JP

Contribution a l'étude de la vascularisation interne du fémur du chien.

Imprimerie Moderne, 1962

Platt J, Reige K, Ellis J

Aortic enhancement during abdominal CT angiography: correlation with test injections, flow rates, and patient demographics.

AJR. American journal of roentgenology. 1999; 172(1): 53-56

Pollard RE, Puchalski SM, Pascoe PJ

Hemodynamic and serum biochemical alterations associated with intravenous administration of three types of contrast media in anesthetized dogs.

American journal of veterinary research. 2008; 69(10): 1268-1273

Pownder S, Scrivani PV

Non-selective computed tomography angiography of a vascular ring anomaly in a dog.

J Vet Cardiol. 2008; 10(2): 125-128

Prokop M

Ganzkörper-Computertomographie

Spiral- und Multislice-CT ; 328 Tabellen.

Stuttgart [u.a.], Thieme, 2007

Prokop M

Grundlagen.

In Prokop M., Galanski M S-PC and J. vdMA: Ganzkörper-Computertomographie
Bd. 2, Stuttgart, Georg Thieme Verlag, 2007b

Prokop M

Bildbearbeitung und Darstellungstechniken.

In Prokop M., Galanski M S-PC and J. vdMA: Ganzkörper-Computertomographie
Bd. 2, Stuttgart, Georg Thieme Verlag, 2007c

Prokop M, van der Molen AJ

Patientenvorbereitung und Kontrastmittelapplikation.

In Prokop M., Galanski M S-PC and J. vdMA: Ganzkörper-Computertomographie
Bd. 2, Stuttgart, Georg Thieme Verlag, 2007a

Puskas Z, Schuierer G

Kreislaufzeitbestimmung zur Optimierung der Kontrastmittelapplikation bei der
CT-Angiographie.

Der Radiologe. 1996; 36(9): 750-757

Pypendop BH, Verstegen JP

Hemodynamic effects of medetomidine in the dog: a dose titration study.

Veterinary Surgery. 1998; 27(6): 612-622

Rade L, Westergren B

Springers mathematische Formeln: Taschenbuch für Ingenieure, Naturwissenschaftler, Informatiker, Wirtschaftswissenschaftler.

Springer-Verlag, 2013

Rankin DC

Sedatives and Tranquilizers.

In Grimm KA, Lamont LA, Tranquilli WJ and Greene SA: Veterinary anesthesia and analgesia, Ames, Iowa [u.a.], Wiley-Blackwell, 2015

Reimer P, Wilhelm M, Lentschig M, Wörtler K, Boettger U, Heinecke A, Boos M, Allkemper T, Rummeny EJ, Peters PE

Phase-contrast MR angiography of the lower extremity. Comparison of methods and clinical application.

Der Radiologe. 1997; 37(7): 572-578

Rogers C, O'Toole T, Keating J, Penninck D, Webster C

Portal vein thrombosis in cats: 6 cases (2001–2006).

Journal of veterinary internal medicine. 2008; 22(2): 282-287

Rubin GD

MDCT imaging of the aorta and peripheral vessels.

European journal of radiology. 2003; 45: S42-S49

Sananpanich K, Atthakomol P, Luevitoonvechkij S, Kraisarin J

Anatomical variations of the saphenous and descending genicular artery perforators: cadaveric study and clinical implications for vascular flaps.

Plastic and reconstructive surgery. 2013; 131(3): 363e-372e

Sanudo J, Roig M, Rodriguez A, Ferreira B, Domenech J

Rare origin of the obturator, inferior epigastric and medial circumflex femoral arteries from a common trunk.

Journal of anatomy. 1993; 183(Pt 1): 161

Saponaro V, Crovace A, De Marzo L, Centonze P, Staffieri F

Echocardiographic evaluation of the cardiovascular effects of medetomidine, acepromazine and their combination in healthy dogs.

Research in veterinary science. 2013; 95(2): 687-692

Scarabelli S, Cripps P, Rioja E, Alderson B

Adverse reactions following administration of contrast media for diagnostic imaging in anaesthetized dogs and cats: a retrospective study.

Veterinary anaesthesia and analgesia. 2015

Schad N, Schepke P, Rohde U, Schepke H, Schmid V, Breit A

Timing of exposure in angiographic computed tomography.

Cardiovascular and interventional radiology. 1981; 4(1): 59-65

Schindera S, Szücs-Farkas Z

CT-Angiographie.

In Alkadhi H, Leschka S, Stolzmann P and Scheffel H: Wie funktioniert CT?, Springer, 2011

Schnorr B, Kressin M

Entwicklung des Blutkreislaufes.

In: Embryologie der Haustiere, Stuttgart, Enke, 2011

Shaikh LS, Holmes SP, Selberg KT, Jarrett C, Holladay SD, Thomason J, Coleman AE

Imaging Diagnosis—Radiographic, Ultrasonographic, Computed Tomographic, And Fluoroscopic Appearance Of A Distal Pelvic Limb Arteriovenous Malformation In A Young German Shepherd Dog.

Veterinary Radiology & Ultrasound. 2016; 57(2): E16-E21

Sharpley J, Thode H, Sestina L, Park R, Monnet E, Kraft SL

Distal abdominal aortic thrombosis diagnosed by three-dimensional contrast-enhanced magnetic resonance angiography.

Veterinary Radiology & Ultrasound. 2009; 50(4): 370-375

Sottiaux J

Atherosclerosis in a dog with diabetes mellitus.

Journal of small animal practice. 1999; 40(12): 581-584

Speck U

Kontrastmittel: Übersicht, Anwendung und pharmazeutische Aspekte.

Springer-Verlag, 2013

Stacul F

Current iodinated contrast media.

European radiology. 2001; 11(4): 690-697

Steffey EP, Mama KR, Brosnan RJ

Inhalation Anesthetics.

In: Veterinary Anesthesia and Analgesia, John Wiley & Sons, Ltd, 2015

Stolzmann P, Götti R

Protokollparameter und Bildqualität.

In Alkadhi H, Leschka S, Stolzmann P and Scheffel H: Wie funktioniert CT?, Springer, 2011

Tierärztlicher Bezirksverband O

Berufsordnung für die Tierärzte in Bayern.

Berufsordnung für die Tierärzte in Bayern Series, aufgerufen am 27.03.2018 um 13:34 Uhr, 2018, von <http://www.tbv-obb.de/content/index.html?berufsordnung.html>

Tünsmeyer J, Vaske B, Bösing B, Kästner SB

Cardiovascular effects of a proprietary l-methadone/fenpipramide combination (Polamivet) alone and in addition to acepromazine in healthy Beagle dogs.

Veterinary anaesthesia and analgesia. 2012; 39(5): 451-463

Tyner D, Reese DJ, Maisenbacher HW

Computed tomography angiography of bilateral peripheral pulmonary arterial stenoses in a dog.

J Vet Cardiol. 2011; 13(1): 57-62

Van Hoe L, Marchal G, Baert AL, Gryspeerdt S, Mertens L

Determination of scan delay time in spiral CT-angiography: utility of a test bolus injection.

Journal of computer assisted tomography. 1995; 19(2): 216-220

Waibl H, Wilkens H

Arterien, Arteriae.

In Nickel R, Schummer A and Seiferle E: Lehrbuch der Anatomie der Haustiere

Bd. 4, Stuttgart, Parey, 2005

Weisse C

Vascular Access.

In Weisse C and Berent A: Veterinary image-guided interventions, Ames, Iowa, Wiley-Blackwell, 2015

Weisse C, Clifford CA, Holt D, Solomon JA

Percutaneous arterial embolization and chemoembolization for treatment of benign and malignant tumors in three dogs and a goat.

Journal of the American Veterinary Medical Association. 2002; 221(10): 1430-1436

Willmann JrK, Baumert B, Schertler T, Wildermuth S, Pfammatter T, Verdun FR, Seifert B, Marincek B, Böhm T

Aortoiliac and Lower Extremity Arteries Assessed with 16-Detector Row CT Angiography: Prospective Comparison with Digital Subtraction Angiography 1.

Radiology. 2005; 236(3): 1083-1093

Winter RL, Sedacca CD, Adams A, Orton EC

Aortic thrombosis in dogs: presentation, therapy, and outcome in 26 cases.

Journal of Veterinary Cardiology. 2012; 14(2): 333-342

Yoon H, Choi Y, Han H, Kim S, Kim K, Jeong S

Contrast-enhanced computed tomography angiography and volume-rendered imaging for evaluation of cellophane banding in a dog with extrahepatic portosystemic shunt.

J S Afr Vet Assoc. 2011; 82(2): 125-128

Zandvliet MM, Stokhof AA, Boroffka S, Ingh TS

Intermittent claudication in an Afghan Hound due to aortic arteriosclerosis.

Journal of veterinary internal medicine. 2005; 19(2): 259-261

Zwingenberger AL, McLear RC, Weisse C

Diagnosis of arterioportal fistulae in four dogs using computed tomographic angiography.

Veterinary Radiology & Ultrasound. 2005b; 46(6): 472-477

Zwingenberger AL, Schwarz T

Dual-phase CT Angiography of the Normal Canine Portal and Hepatic Vasculature.

Veterinary Radiology & Ultrasound. 2004; 45(2): 117-124

Zwingenberger AL, Schwarz T, Saunders HM

Helical computed tomographic angiography of canine portosystemic shunts.

Veterinary Radiology & Ultrasound. 2005a; 46(1): 27-32

IX. ANHANG

1. Abbildungsverzeichnis

Abb. 1. Molekülstruktur der in der Computertomographie häufig eingesetzten Kontrastmittel.....	12
Abb. 2. Bolusgeometrie; aus Cademartiri et al. (2002).....	18
Abb. 3: Darstellung von Zeit-Dichte-Kurven der Aorta in Abhängigkeit verschiedener Injektionszeiten; aus Bae (2010).....	24
Abb. 4: Abhängigkeit einer monophasischen (Kurve a) und einer diphasischen (Kurve b) Kontrastmittelapplikation auf das Anreicherungsverhalten (Cademartiri et al. 2002). Auf der x-Achse wird die Zeit aufgetragen.	26
Abb. 5: Schematische Darstellung der Hintergliedmaßenarterien beim Hund, Medialansicht; aus Gille (2005).	31
Abb. 6: Arterien der caninen Pfote, links Dorsalansicht, rechts Plantaransicht; aus Waibl und Wilkens (2005).	44
Abb. 7: Darstellung eines narkotisierten Hundes, der mittels Schaumstoffkissen und Gurten in Bauchlage mit nach hinten gestreckten Beckengliedmaßen auf der Patientenliege fixiert wird.	54
Abb. 8: CT-Injektionssystem MEDRAD Stellant zur vollautomatisierten Verabreichung des Kontrastmittels und der Kochsalzlösung während der computertomographischen Untersuchung.....	55
Abb. 9: Computertomograph SOMATOM Definition AS der Chirurgischen und Gynäkologischen Kleintierklinik der LMU München.	56
Abb. 11: Touchscreen-Monitor im Kontrollraum.....	59
Abb. 12: Typische KM-Kurve.	60
Abb. 13: Messung der Fläche, des Durchmessers und der HU (gelbe Umrandung) am Beispiel der A. iliaca externa.	66
Abb. 14: Dorsalschnitt Femurknochen.	67
Abb. 15: Sagittalschnitt Femurknochen.	67
Abb. 16: Transversalschnitt Femurknochen.	68
Abb. 17: Darstellung des For. nutricium (gelber Pfeil) in dunklerer Fensterung zur besseren Erkennbarkeit.	68

Abb. 18: Umfangsmessung, beispielhaft dargestellt am Femur auf Höhe des For. nutricium.	69
Abb. 19: Vergleich der erzielten Summenscore-Mittelwerte in der Gruppe der Gefäßgesundheit).	72
Abb. 20: Rasseverteilung der Hunde.	73
Abb. 21: Gewichtsverteilung der 30 Hunde.	74
Abb. 22: Korrelation zwischen Gewicht und Femurumfang.	76
Abb. 24: Prozentuale Verteilung der zur Prämedikation eingesetzten Wirkstoffgruppen (n=30).	77
Abb. 25: Darstellung der Summenscores (y-Achse) anhand der verschiedenen Prämedikationen (x-Achse) in den Stammgefäßen.	78
Abb. 26: Darstellung der Summenscores (y-Achse) anhand der verschiedenen Prämedikationen (x-Achse) in der Peripherie.	79
Abb. 27: Darstellung der Summenscores (y-Achse) anhand der verschiedenen Prämedikationen (x-Achse) in den Pfotenarterien.	79
Abb. 28: Darstellung der prozentualen Verteilung in der Streckung der Gliedmaßen bei der Lagerung der 30 Hunde.	80
Abb. 29: Korrelation zwischen der Flussrate an Kochsalz (ml/sec) und der erzielten Gefäßerkennbarkeit (Summenscores) der peripheren Arterien.	81
Abb. 30: Korrelation zwischen der Flussrate an Kontrastmittel (ml/sec) und der erzielten Gefäßerkennbarkeit (Summenscores) der peripheren Arterien.	82
Abb. 31: Darstellung der Abhängigkeit zwischen dem Körpergewicht (kg) der Hunde und der Zeit (sec) bis der Schwellenwert von 100 HU in der Aorta abdominalis erreicht wurde.	83
Abb. 32: Veranschaulichende Darstellung der Zeit (sec) bis Erreichen des Schwellenwertes von 100 HU zwischen den verschiedenen Gewichtsklassen. ...	84
Abb. 33: Gemittelte Zeitpunkte (sec) bis zum Erreichen des Schwellenwertes von 100 HU in den verschiedenen Gewichtsgruppen.	85
Abb. 34: Darstellung der negativen Abhängigkeit zwischen dem Körpergewicht (kg) der Hunde und den maximal gemessenen HU in der Aorta abdominalis.	86
Abb. 35: Veranschaulichende Darstellung der gemessenen Höchstwerte (HU) mit der Verteilung innerhalb der verschiedenen Gewichtsklassen.	86
Abb. 36: Darstellung der prozentualen Verteilung (y-Achse) in der Kontrasterkennbarkeit der verschiedenen Stammgefäße (x-Achse) bei n=30.	88
Abb. 37: Darstellung der prozentualen Verteilung in der Durchgängigkeit der	

Stammgefäße (A. iliaca externa, A. femoralis, A. poplitea, A. saphena).	89
Abb. 38: Durchmesser der A. iliaca externa (Mittelwerte), seitenvergleichend in jeder Gewichtsklasse aufgezeigt für n=30.	92
Abb. 39: Zwei-Weg-Effekt zur Darstellung der hohen Übereinstimmung und guten Korrelation zwischen errechneten (y-Achse) und gemessenen Werten für den Durchmesser (x-Achse) der A. iliaca externa.	93
Abb. 40: Zwei-Weg-Effekt zur Darstellung der hohen Übereinstimmung und guten Korrelation zwischen errechneten (y-Achse) und gemessenen Werten für die Fläche (x-Achse) der A. iliaca externa.	93
Abb. 41: Durchmesser der A. femoralis (Mittelwerte), seitenvergleichend in jeder Gewichtsklasse aufgezeigt für n=30.	95
Abb. 42: Zwei-Weg-Effekt zur Darstellung der hohen Übereinstimmung und guten Korrelation zwischen errechneten (y-Achse) und gemessenen Werten für den Durchmesser (X-Achse) der A. femoralis.	95
Abb. 43: Zwei-Weg-Effekt zur Darstellung der hohen Übereinstimmung und guten Korrelation zwischen errechneten (y-Achse) und gemessenen Werten (x-Achse) für die Fläche der A. femoralis.	96
Abb. 44: Durchmesser der A. saphena (Mittelwerte), seitenvergleichend in jeder Gewichtsklasse aufgezeigt für n=30.	98
Abb. 45: Zwei-Weg-Effekt zur Darstellung der hohen Übereinstimmung und guten Korrelation zwischen errechneten (y-Achse) und gemessenen Werten für den Durchmesser (x-Achse) der A. saphena.	98
Abb. 46: Zwei-Weg-Effekt zur Darstellung der hohen Übereinstimmung und guten Korrelation zwischen errechneten (y-Achse) und gemessenen Werten für die Fläche (x-Achse) der A. saphena.	99
Abb. 47: Durchmesser der A. poplitea (Mittelwerte), seitenvergleichend in jeder Gewichtsklasse aufgezeigt für n=30.	101
Abb. 48: Zwei-Weg-Effekt zur Darstellung der hohen Übereinstimmung und guten Korrelation zwischen errechneten (x-Achse) und gemessenen Werten für den Durchmesser (y-Achse) der A. poplitea.	101
Abb. 49: Zwei-Weg-Effekt zur Darstellung der hohen Übereinstimmung und guten Korrelation zwischen errechneten (x-Achse) und gemessenen Werten für die Fläche (y-Achse) der A. poplitea.	102
Abb. 50: Messung der gemittelten HU (y-Achse) im Bereich der Stammarterien (x-Achse) für jeden Patienten in einer Kurve dargestellt bei 30 Hunden.	103

Abb. 51: Darstellung der prozentualen Verteilung (y-Achse) in der Kontrasterkennbarkeit der peripheren Arterien (x-Achse) bei 30 Hunden.	105
Abb. 52: Darstellung der prozentualen Verteilung (y-Achse) in der Durchgängigkeit der peripheren Arterien (x-Achse) bei 30 Hunden.	106
Abb. 53: Darstellung der prozentualen Verteilung (y-Achse) in der Kontrasterkennbarkeit der Pfotenarterien (x-Achse) bei 30 Hunden.	107
Abb. 54: Darstellung der prozentualen Verteilung (y-Achse) in der Durchgängigkeit der Pfotenarterien (x-Achse) bei 30 Hunden.	108
Abb. 55: Durchmesser der A. dorsalis pedis (Mittelwerte), seitenvergleichend in jeder Gewichtsklasse aufgezeigt für n=30.	110
Abb. 56: CT-Transversalschnitt nach KM-Gabe bei einem Hund auf Höhe der Beckenschaufeln.	111
Abb. 57: 3D-Rekonstruktion zur Darstellung der caninen A. iliaca externa, A. femoralis sowie der A. profunda femoris im Bereich des Beckens, bzw. proximalen Oberschenkelbereichs in ventraler Ansicht.	112
Abb. 58: 3D-Rekonstruktion des caninen Beckens und Oberschenkels in seitlicher Projektion.	113
Abb. 59: Darstellung des Abganges der A. profunda femoris aus der A. iliaca externa innerhalb der Beckenhöhle veranschaulicht im CT-Transversalschnitt.	114
Abb. 60: CT-Transversalschnitt nach Kontrastmittelgabe beim Hund auf Höhe des kaudalen Beckens.	115
Abb. 61: CT-Transversalschnitt nach Kontrastmittelgabe beim Hund auf Höhe des kaudalen Beckens.	116
Abb. 62: 3D-Rekonstruktion des caninen Beckens mit Oberschenkel in ventraler Ansicht.	117
Abb. 63: CT-Transversalschnitt nach Kontrastmittelgabe beim Hund auf Höhe des Hüftgelenkes.	118
Abb. 64: CT-Transversalschnitt nach Kontrastmittelgabe beim Hund auf Höhe des Hüftgelenkes. Die A. pudenda externa entspringt aus der A. profunda femoris, bzw. wenn vorhanden aus dem Tr. pudendoepigastricus, um aus der Beckenhöhle nach ventro-kaudal zu ziehen.	119
Abb. 65: CT-Transversalschnitt nach Kontrastmittelgabe beim Hund auf Höhe des proximalen Oberschenkeldrittels.	121
Abb. 66: 3D-Rekonstruktion der caninen Beckengliedmaße zur	

Veranschaulichung des Gefäßverlaufes der großen Arterien in seitlicher Ansicht.	122
Abb. 67: 3D-Rekonstruktion der caninen Hintergliedmaße nach CTA in seitlicher Ansicht.	123
Abb. 68: CT-Transversalschnitt nach Kontrastmittelgabe beim Hund auf Höhe des Femoropatellargelenkes.	123
Abb. 69: CT-Transversalschnitt nach Kontrastmittelgabe beim Hund auf Höhe des proximalen Tibiadrittels.	124
Abb. 70: CT-Transversalschnitt nach Kontrastmittelgabe beim Hund auf Höhe des mittleren Tibiadrittels.	125
Abb. 71: Darstellung der A. dorsalis pedis im Bereich der Tarsalgelenksbeuge.	126
Abb. 72: 3D-Rekonstruktion der caninen Beckengliedmaße in dorsaler Ansicht.	127
Abb. 73: CT-Transversalschnitt im Bereich der Pfoten beim Hund nach KM-Gabe.	128
Abb. 74: CT-Transversalschnitt im Bereich der Pfoten beim Hund nach KM-Gabe. Darstellung der Aa. metatarsae plantares II-IV (tiefes plantares System).	129
Abb. 75: Variationen im Ursprung der A. abdominalis caudalis.	130
Abb. 76: Variationen im Ursprung der A. circumflexa ilium superficialis.	131

2. Tabellenverzeichnis

Tab. 1: Abkürzungen der Patientenpositionen im CT nach DICOM Standard.....	5
Tab. 2: Übersicht und Klassifikation der häufig verwendeten KM; modifiziert aus Davidson et al. (2006), Jakobsen (2007).....	13
Tab. 3: Mögliche Einflussfaktoren auf das KM-Anreicherungsverhalten; modifiziert nach Bae (2010).....	19
Tab. 4: Übersichtsdarstellung der Pfotenarterien nach Ursprung und Topographie.	46
Tab. 5: Verwendete technische Grundeinstellungen zur computertomographischen Untersuchung am SOMATOM Definition AS.	57
Tab. 6: Übersicht über die verwendeten Flussraten zur Kontrastmittelapplikation.	58
Tab. 7: Gebildete Summenscores und jeweils dazugehörige Arterien.	63
Tab. 8: Anatomisch-topographische Orientierungspunkte der Dichte-, Durchmesser- und Flächenmessungen ausgewählter Arterien.	65
Tab. 9: Darstellung der Korrelation zwischen Schwellenwertmessungen (100 HU) und Gewicht (kg).....	83
Tab. 10: Übersicht der Dichte-, Durchmesser- und Flächenmessungen der A. iliaca externa (n=30).	91
Tab. 11: Übersicht der Dichte-, Durchmesser- und Flächenmessungen der A. femoralis (n=30).....	94
Tab. 12: Übersicht der Dichte-, Durchmesser- und Flächenmessungen der A. saphena (n=30).	97
Tab. 13: Übersicht der Dichte-, Durchmesser- und Flächenmessungen der A. poplitea (n=30).	100
Tab. 14: Übersicht der Dichte-, Durchmesser- und Flächenmessungen der A. dorsalis pedis (n=30).	109
Tab. 15: Deskriptive Statistik in der Gruppe der „Gefäßgesundheit“ mit den jeweiligen Summenscores für die Gefäßabschnitte „Stammgefäße“, „Peripherie“ und „Pfote“.....	193
Tab. 16: T-Test in der Gruppe der Gefäßgesundheit (normalverteilte Parameter).	196
Tab. 17: Test bei unabhängigen Stichproben in der Gruppe der Gefäßgesundheit für die „peripheren Gefäße“.....	197

Tab. 18: Mann-Whitney Test in der Gruppe „Gefäßgesundheit“ (für nicht normalverteilte Parameter).....	198
Tab. 19: Statistische Auswertung zur Korrelation der Gefäßerkennbarkeit (Summenscores) in der Gruppe „Gefäßgesundheit“.....	200
Tab. 20: Kreuztabelle zur Darstellung der Durchgängigkeit der Stammgefäße links in der Gruppe der „Gefäßgesundheit“.....	201
Tab. 21: Kreuztabelle zur Darstellung der Größensymmetrie in den Stammgefäßen in der Gruppe „Gefäßgesundheit“.....	202
Tab. 22: Kreuztabelle zur Darstellung der Lagesymmetrie in den Stammgefäßen in der Gruppe „Gefäßgesundheit“.....	203
Tab. 23: Kreuztabelle zur Darstellung der Durchgängigkeit der Stammgefäße rechts in der Gruppe der „Gefäßgesundheit“.....	204
Tab. 24: Deskriptive Statistik zu Körpergewicht, Femur- und Tibiaumfang.	205
Tab. 25: Spearmann-Korrelation zwischen Gewicht und Femur- bzw. Tibiaumfang (nicht-parametrisch).	205
Tab. 26: Deskriptive Statistik zu den patientenindividuellen Faktoren „Gewicht“ und „Alter“.....	206
Tab. 27: Nichtparametrische Korrelationen des Gewichts bzw. Alters zur Gefäßerkennbarkeit (Summenscores) in den verschiedenen Gefäßsegmenten. .	206
Tab. 28: Deskriptive Statistik zur Geschlechterverteilung.	207
Tab. 29: Mann-Whitney-Test zur Analyse der Geschlechtskorrelation.....	208
Tab. 30: Statistische Analysen zur Geschlechtskorrelation.	209
Tab. 31: Deskriptive Statistik zu Rasse, Gliedmaßenstreckung und Symmetrie.	210
Tab. 32: Deskriptive Statistik zu den Anästhesie-Regimes.	215
Tab. 33: Korrelation der Prämedikation mit Gefäßerkennbarkeit (Summenscores) in den einzelnen Gefäßsegmenten.....	216
Tab. 34: Deskriptive Statistik zu den Flächenmessungen der Arterien in den verschiedenen Gewichtsklassen.	218
Tab. 35: Deskriptive Statistik zu Kochsalz- und Kontrastmittelfluss.	225
Tab. 36: Korrelation Kochsalzfluss und Gefäßerkennbarkeit (Summenscores) in den verschiedenen Gefäßsegmenten.	225
Tab. 37: Korrelation Kontrastmittelfluss und Gefäßerkennbarkeit (Summenscores) in den verschiedenen Gefäßsegmenten.	226
Tab. 38: Wilcoxon-Test zur Flächenberechnung der A. iliaca externa.....	226
Tab. 39: T-Test bei gepaarten Stichproben zur Durchmesser-, bzw.	

Flächenberechnung.	227
Tab. 40: Wilcoxon-Test zur Flächenanalyse A. poplitea.	228
Tab. 41: T-Test zur Durchmesserberechnung der A. poplitea.	229
Tab. 42: Wilcoxon Test zur Flächenberechnung der A. saphena.	230
Tab. 43: T-Test A. saphena.	231
Tab. 44: Korrelationsanalysen Fläche A. iliaca externa.	232
Tab. 45: Korrelationsanalyse Durchmesser A. iliaca externa.	233
Tab. 46: Korrelationsanalysen Fläche A. femoralis.	234
Tab. 47: Korrelationsanalyse Durchmesser A. femoralis.	235
Tab. 48: Korrelationsanalysen Fläche A. poplitea.	236
Tab. 49: Korrelationsanalysen Durchmesser A. poplitea.	237
Tab. 50: Korrelationsanalysen Fläche A. saphena.	238
Tab. 51: Korrelationsanalysen Durchmesser A. saphena.	239
Tab. 52: Summenscores für die peripheren Gefäße.	240
Tab. 53: Summenscores für die Pfortengefäße.	242
Tab. 54: Summenscores für die Stammgefäße.	244
Tab. 55: Übersicht über die verwendeten Anästhetika und deren angewandten Dosierungen.	246
Tab. 56: Patienteninformation und Indikationen zum CT.	247
Tab. 57: Deskriptive Übersicht der Summenscores in Zusammenhang mit dem verwendeten Anästhetikum.	249

3. Tabellen

Tab. 15: Deskriptive Statistik in der Gruppe der „Gefäßgesund“ mit den jeweiligen Summenscores für die Gefäßabschnitte „Stammgefäße“, „Peripherie“ und „Pfote“.

Deskriptive Statistiken – Gefäßgesund									
Gefäßgesund		N	Mittelwert	Standard- abweichung	Minimum	Maximum	Perzentile		
							25.	50. (Median)	75.
nein	Peripherie re KE	8	41,88	6,854	32	51	35,75	41,50	49,00
	Peripherie re DG	8	30,13	5,743	26	41	26,00	27,50	35,25
	Peripherie li KE	8	40,38	7,367	29	51	35,00	41,00	47,25
	Peripherie li DG	8	28,63	6,567	20	39	24,25	26,50	35,50
	Peripherie sym. Größe	8	21,75	3,196	17	26	18,50	22,50	24,50
	Peripherie sym. Lage	8	21,25	3,454	16	26	17,75	22,00	23,75
	Pfote re KE	8	5,88	2,532	2	9	3,50	6,00	8,50
	Pfote re DG	8	4,50	1,927	1	6	2,75	5,00	6,00
	Pfote li KE	8	5,75	2,605	2	9	3,25	6,00	8,50
	Pfote li DG	8	4,50	1,927	1	6	2,75	5,00	6,00

	Pfote sym. Größe	8	2,88	0,354	2	3	3,00	3,00	3,00
	Pfote sym. Lage	8	2,88	0,354	2	3	3,00	3,00	3,00
	Stammgefäße re KE	8	11,38	0,744	10	12	11,00	11,50	12,00
	Stammgefäße re DG	8	7,88	0,354	7	8	8,00	8,00	8,00
	Stammgefäße li KE	8	11,13	0,991	9	12	11,00	11,00	12,00
	Stammgefäße li DG	8	7,88	0,354	7	8	8,00	8,00	8,00
	Stammgefäße sym. Größe	8	4,00	0,000	4	4	4,00	4,00	4,00
	Stammgefäße sym. Lage	8	3,75	0,463	3	4	3,25	4,00	4,00
ja	Peripherie re KE	22	42,95	10,675	20	64	36,25	43,00	50,25
	Peripherie re DG	22	30,09	8,965	13	51	23,75	28,50	35,00
	Peripherie li KE	22	42,36	10,247	19	63	36,50	42,50	50,25
	Peripherie li DG	22	29,86	8,999	12	50	23,00	29,00	35,50
	Peripherie sym. Größe	22	21,23	4,608	11	29	18,00	21,00	24,50
	Peripherie sym. Lage	22	20,77	4,669	11	29	17,75	20,50	24,00
	Pfote re KE	22	5,73	3,042	0	10	3,50	7,00	8,00
	Pfote re DG	22	4,50	2,464	0	7	2,75	6,00	6,00

	Pfote li KE	22	5,41	3,217	0	10	2,00	6,00	8,00
	Pfote li DG	22	4,32	2,495	0	7	2,00	6,00	6,00
	Pfote sym. Größe	22	2,45	1,224	0	4	1,75	3,00	3,00
	Pfote sym. Lage	22	2,45	1,224	0	4	1,75	3,00	3,00
	Stammgefäße re KE	22	11,05	0,999	9	12	10,00	11,00	12,00
	Stammgefäße re DG	22	7,86	0,351	7	8	8,00	8,00	8,00
	Stammgefäße li KE	22	11,00	0,976	9	12	10,00	11,00	12,00
	Stammgefäße li DG	22	7,86	0,351	7	8	8,00	8,00	8,00
	Stammgefäße sym. Größe	22	3,95	0,213	3	4	4,00	4,00	4,00
	Stammgefäße sym. Lage	22	4,00	0,000	4	4	4,00	4,00	4,00

Tab. 16: T-Test in der Gruppe der Gefäßgesundheit (normalverteilte Parameter).

T-Test in der Gruppe der „Gefäßgesundheit“					
Gefäßgesund		N	Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes
Peripherie re KE	Nein	8	41,88	6,854	2,423
	Ja	22	42,95	10,675	2,276
Peripherie re DG	Nein	8	30,13	5,743	2,030
	Ja	22	30,09	8,965	1,911
Peripherie li KE	Nein	8	40,38	7,367	2,605
	Ja	22	42,36	10,247	2,185
Peripherie li DG	Nein	8	28,63	6,567	2,322
	Ja	22	29,86	8,999	1,919
Peripherie sym. Größe	Nein	8	21,75	3,196	1,130
	Ja	22	21,23	4,608	0,982
Peripherie sym. Lage	Nein	8	21,25	3,454	1,221
	Ja	22	20,77	4,669	0,996

Tab. 17: Test bei unabhängigen Stichproben in der Gruppe der Gefäßgesundheit für die „peripheren Gefäße“.

Test bei unabhängigen Stichproben										
		Levene-Test der Varianzgleichheit		T-Test für die Mittelwertgleichheit						
		F	Signifikanz	T	df	Sig. (2-seitig)	Mittlere Differenz	Standardfehler der Differenz	95% Konfidenzintervall der Differenz	
									Untere	Obere
Peripherie re KE	Varianzen sind gleich	1,778	0,193	-0,265	28	0,793	-1,080	4,071	-9,418	7,259
	Varianzen sind nicht gleich			-0,325	19,688	0,749	-1,080	3,325	-8,021	5,862
Peripherie re DG	Varianzen sind gleich	1,149	0,293	0,010	28	0,992	0,034	3,418	-6,967	7,035
	Varianzen sind nicht gleich			0,012	19,736	0,990	0,034	2,789	-5,788	5,856
Peripherie li KE	Varianzen sind gleich	1,003	0,325	-0,501	28	0,620	-1,989	3,967	-10,114	6,137
	Varianzen sind nicht gleich			-0,585	17,438	0,566	-1,989	3,399	-9,147	5,170
Peripherie li DG	Varianzen sind gleich	0,554	0,463	-0,355	28	0,725	-1,239	3,491	-8,391	5,913
	Varianzen sind nicht gleich			-0,411	17,157	0,686	-1,239	3,012	-7,589	5,111
Peripherie	Varianzen sind gleich	1,308	0,263	0,295	28	0,771	0,523	1,775	-3,113	4,158

sym. Größe	Varianzen sind nicht gleich			0,349	18,129	0,731	0,523	1,497	-2,621	3,667
Peripherie sym. Lage	Varianzen sind gleich	1,024	0,320	0,263	28	0,795	0,477	1,815	-3,241	4,196
	Varianzen sind nicht gleich			0,303	16,908	0,766	0,477	1,575	-2,848	3,803

Tab. 18: Mann-Whitney Test in der Gruppe „Gefäßgesundheit“ (für nicht normalverteilte Parameter).

Mann-Whitney-Test				
Gefäßgesund		N	Mittlerer Rang	Rangsumme
Pfote re KE	nein	8	15,31	122,50
	ja	22	15,57	342,50
	Gesamt	30		
Pfote re DG	nein	8	14,00	112,00
	ja	22	16,05	353,00
	Gesamt	30		
Pfote li KE	nein	8	16,00	128,00
	ja	22	15,32	337,00
	Gesamt	30		

Pfote li DG	nein	8	14,63	117,00
	ja	22	15,82	348,00
	Gesamt	30		
Pfote sym. Größe	nein	8	16,56	132,50
	ja	22	15,11	332,50
	Gesamt	30		
Pfote sym. Lage	nein	8	16,56	132,50
	ja	22	15,11	332,50
	Gesamt	30		
Stammgefäße re KE	nein	8	17,31	138,50
	ja	22	14,84	326,50
	Gesamt	30		
Stammgefäße li KE	nein	8	16,38	131,00
	ja	22	15,18	334,00
	Gesamt	30		

Tab. 19: Statistische Auswertung zur Korrelation der Gefäßerkennbarkeit (Summenscores) in der Gruppe „Gefäßgesundheit“.

Statistik für Test								
	Pfote re KE	Pfote re DG	Pfote li KE	Pfote li DG	Pfote sym. Größe	Pfote sym. Lage	Stammgefäße re KE	Stammgefäße li KE
Mann-Whitney-U	86,500	76,000	84,000	81,000	79,500	79,500	73,500	81,000
Wilcoxon-W	122,500	112,000	337,000	117,000	332,500	332,500	326,500	334,000
Z	-0,071	-0,596	-0,190	-0,344	-0,492	-0,492	-0,726	-0,349
Asymptotische Signifikanz (2-seitig)	0,943	0,551	0,850	0,731	0,623	0,623	0,468	0,727
Exakte Signifikanz [2*(1-seitige Sig.)]	0,945	0,597	0,872	0,765	0,696	0,696	0,504	0,765

Tab. 20: Kreuztabelle zur Darstellung der Durchgängigkeit der Stammgefäße links in der Gruppe der „Gefäßgesundheit“.

Stammgefäße links Durchgängigkeit - Gruppe „Gefäßgesundheit“					
			Gefäßgesund		Gesamt
			nein	ja	
Stammgefäße li DG	7	Anzahl	1	3	4
		% von Gefäßgesund	12,5%	13,6%	13,3%
	8	Anzahl	7	19	26
		% von Gefäßgesund	87,5%	86,4%	86,7%
Gesamt		Anzahl	8	22	30
		% von Gefäßgesund	100,0%	100,0%	100,0%

Tab. 21: Kreuztabelle zur Darstellung der Größensymmetrie in den Stammgefäßen in der Gruppe „Gefäßgesundheit“.

Stammgefäße Symmetrie Größe - Gruppe „Gefäßgesundheit“					
			Gefäßgesund		Gesamt
			nein	ja	
Stammgefäße sym. Größe	3	Anzahl	0	1	1
		% von Gefäßgesund	0,0%	4,5%	3,3%
	4	Anzahl	8	21	29
		% von Gefäßgesund	100,0%	95,5%	96,7%
Gesamt		Anzahl	8	22	30
		% von Gefäßgesund	100,0%	100,0%	100,0%

Tab. 22: Kreuztabelle zur Darstellung der Lagesymmetrie in den Stammgefäßen in der Gruppe „Gefäßgesundheit“.

Stammgefäße Symmetrie Lage- Gruppe „Gefäßgesundheit“					
			Gefäßgesund		Gesamt
			nein	ja	
Stammgefäße sym. Lage	3	Anzahl	2	0	2
		% von Gefäßgesund	25,0%	0,0%	6,7%
	4	Anzahl	6	22	28
		% von Gefäßgesund	75,0%	100,0%	93,3%
Gesamt		Anzahl	8	22	30
		% von Gefäßgesund	100,0%	100,0%	100,0%

Tab. 23: Kreuztabelle zur Darstellung der Durchgängigkeit der Stammgefäße rechts in der Gruppe der „Gefäßgesundheit“.

Stammgefäße rechts Durchgängigkeit - Gruppe „Gefäßgesundheit“					
			Gefäßgesund		Gesamt
			nein	ja	
Stammgefäße re DG	7	Anzahl	1	3	4
		% von Gefäßgesund	12,5%	13,6%	13,3%
	8	Anzahl	7	19	26
		% von Gefäßgesund	87,5%	86,4%	86,7%
Gesamt		Anzahl	8	22	30
		% von Gefäßgesund	100,0%	100,0%	100,0%

Tab. 24: Deskriptive Statistik zu Körpergewicht, Femur- und Tibiaumfang.

Körpergewicht, Femur- und Tibiaumfang								
	N	Mittelwert	Standardabweichung	Minimum	Maximum	Perzentile		
						25.	50. (Median)	75.
Gewicht [kg]	22	23,345	14,5364	3,7	65,0	12,950	23,950	32,000
Femur	22	4,7245	1,43862	2,10	8,47	4,3350	4,7600	5,1475
Tibia	22	5,3114	3,88482	1,96	22,00	4,1575	4,7950	5,4600

Tab. 25: Spearmann-Korrelation zwischen Gewicht und Femur- bzw. Tibiaumfang (nicht-parametrisch).

Korrelation Gewicht und Femur- bzw. Tibiaumfang				
			Femur	Tibia
Spearman-Rho	Gewicht [kg]	Korrelationskoeffizient	0,796	0,894
		Sig. (2-seitig)	0,000	0,000
		N	22	22

Tab. 26: Deskriptive Statistik zu den patientenindividuellen Faktoren „Gewicht“ und „Alter“.

Deskriptive Statistiken zu den Faktoren „Gewicht“ und „Alter“								
	N	Mittelwert	Standardabweichung	Minimum	Maximum	Perzentile		
						25.	50. (Median)	75.
Gewicht [kg]	22	23,345	14,5364	3,7	65,0	12,950	23,950	32,000
Alter [Mon]	22	70,55	45,700	6	164	25,00	73,50	102,25
Peripherie	22	145,27	38,135	64	228	118,75	143,50	170,75
Pfote	22	19,95	10,733	0	34	11,75	24,50	28,00
Stammgefäße	22	37,77	2,224	34	40	36,00	38,00	40,00

Tab. 27: Nichtparametrische Korrelationen des Gewichts bzw. Alters zur Gefäßerkennbarkeit (Summenscores) in den verschiedenen Gefäßsegmenten.

Korrelation des Gewichts zur Gefäßerkennbarkeit in den verschiedenen Gefäßsegmenten						
				Peripherie	Pfote	Stammgefäße
Spearman-Rho	Gewicht [kg]	Korrelationskoeffizient		0,395	0,234	-0,015
		Sig. (2-seitig)		0,069	0,294	0,947
		N		22	22	22

Korrelation des Alters zur Gefäßerkennbarkeit in den verschiedenen Gefäßsegmenten					
			Peripherie	Pfote	Stammgefäße
Spearman-Rho	Alter [Mon]	Korrelationskoeffizient	-0,266	0,038	-0,312
		Sig. (2-seitig)	0,231	0,867	0,157
		N	22	22	22

Tab. 28: Deskriptive Statistik zur Geschlechterverteilung.

Geschlechterverteilung									
Geschlecht		N	Mittelwert	Standardabweichung	Minimum	Maximum	Perzentile		
							25.	50. (Median)	75.
w	Peripherie	12	137,50	44,897	64	228	110,50	128,00	171,50
	Pfote	12	16,75	11,022	0	30	5,75	19,00	27,25
	Stammgefäße	12	37,00	2,486	34	40	34,00	38,00	39,50
m	Peripherie	10	154,60	27,432	119	202	133,50	148,00	176,00
	Pfote	10	23,80	9,496	0	34	19,50	28,00	28,00
	Stammgefäße	10	38,70	1,494	36	40	37,75	39,00	40,00

Tab. 29: Mann-Whitney-Test zur Analyse der Geschlechtskorrelation.

Korrelation des Geschlechts mit der Gefäßerkennbarkeit (Summenscores) in den einzelnen Gefäßsegmenten				
Geschlecht		N	Mittlerer Rang	Rangsumme
Peripherie	w	12	9,96	119,50
	m	10	13,35	133,50
	Gesamt	22		
Pfote	w	12	9,54	114,50
	m	10	13,85	138,50
	Gesamt	22		
Stammgefäße	w	12	9,58	115,00
	m	10	13,80	138,00
	Gesamt	22		

Tab. 30: Statistische Analysen zur Geschlechtskorrelation.

Geschlechtskorrelation			
	Peripherie	Pfote	Stammgefäße
Mann-Whitney-U	41,500	36,500	37,000
Wilcoxon-W	119,500	114,500	115,000
Z	-1,220	-1,576	-1,586
Asymptotische Signifikanz (2-seitig)	0,222	0,115	0,113
Exakte Signifikanz [2*(1-seitige Sig.)]	0,228	0,123	0,140

Tab. 31: Deskriptive Statistik zu Rasse, Gliedmaßenstreckung und Symmetrie.

Deskriptive Statistiken									
Rasse		N	Mittelwert	Standardabweichung	Minimum	Maximum	Perzentile		
							25.	50. (Median)	75.
Australian Shepherd	Peripherie	2	139,50	30,406	118	161	88,50	139,50	120,75
	Pfote	2	20,50	10,607	13	28	9,75	20,50	21,00
	Stammgefäße	2	36,00	2,828	34	38	25,50	36,00	28,50
Bayerischer Gebirgsschweißhund	Peripherie	1	194,00		194	194			
	Pfote	1	20,00		20	20			
	Stammgefäße	1	40,00		40	40			
Border Collie	Peripherie	1	185,00		185	185			
	Pfote	1	28,00		28	28			
	Stammgefäße	1	40,00		40	40			
Boxer	Peripherie	1	202,00		202	202			
	Pfote	1	34,00		34	34			
	Stammgefäße	1	40,00		40	40			

Dalmatiner	Peripherie	1	145,00		145	145			
	Pfote	1	0,00		0	0			
	Stammgefäße	1	37,00		37	37			
Dogge	Peripherie	1	145,00		145	145			
	Pfote	1	30,00		30	30			
	Stammgefäße	1	38,00		38	38			
Entlebucher Sennenhund	Peripherie	1	170,00		170	170			
	Pfote	1	28,00		28	28			
	Stammgefäße	1	40,00		40	40			
Flat Coated Retriever	Peripherie	1	136,00		136	136			
	Pfote	1	18,00		18	18			
	Stammgefäße	1	36,00		36	36			
Golden Retriever	Peripherie	1	173,00		173	173			
	Pfote	1	25,00		25	25			
	Stammgefäße	1	38,00		38	38			
Greyhound	Peripherie	1	228,00		228	228			

	Pfote	1	24,00		24	24			
	Stammgefäße	1	40,00		40	40			
Husky	Peripherie	1	115,00		115	115			
	Pfote	1	5,00		5	5			
	Stammgefäße	1	38,00		38	38			
Irischer Wolfshund	Peripherie	1	64,00		64	64			
	Pfote	1	2,00		2	2			
	Stammgefäße	1	34,00		34	34			
Kleiner Münsterländer	Peripherie	1	167,00		167	167			
	Pfote	1	8,00		8	8			
	Stammgefäße	1	38,00		38	38			
Labrador Retriever	Peripherie	1	126,00		126	126			
	Pfote	1	26,00		26	26			
	Stammgefäße	1	38,00		38	38			
Mischling	Peripherie	2	140,00	15,556	129	151	96,75	140,00	113,25
	Pfote	2	28,00	0,000	28	28	21,00	28,00	21,00

	Stammgefäße	2	37,00	1,414	36	38	27,00	37,00	28,50
Mops	Peripherie	1	109,00		109	109			
	Pfote	1	0,00		0	0			
	Stammgefäße	1	34,00		34	34			
Pinscher	Peripherie	1	142,00		142	142			
	Pfote	1	28,00		28	28			
	Stammgefäße	1	40,00		40	40			
West Highland White Terrier	Peripherie	1	127,00		127	127			
	Pfote	1	24,00		24	24			
	Stammgefäße	1	40,00		40	40			
Yorkshire Terrier	Peripherie	1	119,00		119	119			
	Pfote	1	28,00		28	28			
	Stammgefäße	1	40,00		40	40			
Zwergpudel	Peripherie	1	90,00		90	90			
	Pfote	1	14,00		14	14			
	Stammgefäße	1	34,00		34	34			

Deskriptive Statistiken									
Streckung Gliedmaßen		N	Mittelwert	Standardabweichung	Minimum	Maximum	Perzentile		
							25.	50. (Median)	75.
vollständig gestreckt	Peripherie	17	145,41	39,139	64	228	122,00	145,00	171,50
	Pfote	17	20,29	9,992	0	30	13,50	25,00	28,00
	Stammgefäße	17	37,59	2,152	34	40	36,00	38,00	40,00
ggr. gebeugt	Peripherie	4	151,25	41,620	109	202	113,50	147,00	193,25
	Pfote	4	16,50	15,351	0	34	2,00	16,00	31,50
	Stammgefäße	4	38,00	2,828	34	40	35,00	39,00	40,00
hgr. gebeugt	Peripherie	1	119,00		119	119			
	Pfote	1	28,00		28	28			
	Stammgefäße	1	40,00		40	40			
Deskriptive Statistiken									
Symmetrie Gliedmaßen		N	Mittelwert	Standardabweichung	Minimum	Maximum	Perzentile		
							25.	50. (Median)	75.

vollständig symmetrisch	Peripherie	19	143,95	38,831	64	228	119,00	142,00	170,00
	Pfote	19	21,21	9,953	0	34	14,00	25,00	28,00
	Stammgefäße	19	37,84	2,167	34	40	36,00	38,00	40,00
ggr. unsymmetrisch	Peripherie	3	153,67	39,716	109	185	109,00	167,00	185,00
	Pfote	3	12,00	14,422	0	28	0,00	8,00	28,00
	Stammgefäße	3	37,33	3,055	34	40	34,00	38,00	40,00

Tab. 32: Deskriptive Statistik zu den Anästhesie-Regimes.

Deskriptive Statistiken zum Anästhesie-Regime									
Prämedikation		N	Mittelwert	Std.-Abweichung	Minimum	Maximum	Perzentile		
							25.	50. (Median)	75.
Alpha2-Rezeptor Agonisten	Peripherie	1	170,00		170	170			
	Pfote	1	28,00		28	28			
	Stammgefäße	1	40,00		40	40			
Acepromazin	Peripherie	2	146,00	38,184	119	173	89,25	146,00	129,75

	Pfote	2	26,50	2,121	25	28	18,75	26,50	21,00
	Stammgefäße	2	39,00	1,414	38	40	28,50	39,00	30,00
Opioid+Benzodiazepine	Peripherie	7	124,86	38,260	64	167	90,00	126,00	161,00
	Pfote	7	15,86	11,349	2	28	5,00	14,00	28,00
	Stammgefäße	7	36,86	1,952	34	38	34,00	38,00	38,00
Benzodiazepin	Peripherie	12	155,00	37,700	109	228	127,50	143,50	191,75
	Pfote	12	20,58	11,156	0	34	14,25	24,00	28,00
	Stammgefäße	12	37,92	2,429	34	40	36,00	39,00	40,00

Tab. 33: Korrelation der Prämedikation mit Gefäßerkennbarkeit (Summenscores) in den einzelnen Gefäßsegmenten.

Kruskal-Wallis-Test			
Prämedikation		N	Mittlerer Rang
Peripherie	Alpha2-Rezeptor Agonisten	1	17,00
	Acepromazin	2	12,00
	Opioid+Benzodiazepine	7	8,43
	Benzodiazepin	12	12,75

	Gesamt	22	
Pfote	Alpha2-Rezeptor Agonisten	1	17,00
	Acepromazin	2	14,50
	Opioid+Benzodiazepine	7	9,43
	Benzodiazepin	12	11,75
	Gesamt	22	
Stammgefäße	Alpha2-Rezeptor Agonisten	1	18,50
	Acepromazin	2	14,75
	Opioid+Benzodiazepine	7	8,57
	Benzodiazepin	12	12,08
	Gesamt	22	
Statistik für Test			
	Peripherie	Pfote	Stammgefäße
Kruskal-Wallis H	2,742	1,938	3,480
df	3	3	3
Asymptotische Signifikanz	0,433	0,585	0,323

Tab. 34: Deskriptive Statistik zu den Flächenmessungen der Arterien in den verschiedenen Gewichtsklassen.

Deskriptive Statistiken - Gewichtsklassen									
A. iliaca externa		N	Mittelwert	Std.- Abweichung	Minimum	Maximum	Perzentile		
							25.	50. (Median)	75.
0-9kg	A. iliaca externa Fläche [cm] re	5	0,07	0,03	0,05	0,11	0,05	0,06	0,10
	A. iliaca externa Durchmesser [cm] re	5	0,29	0,06	0,23	0,38	0,25	0,28	0,34
	A. iliaca externa Fläche [cm] li	5	0,04	0,02	0,01	0,07	0,02	0,05	0,07
	A. iliaca externa Durchmesser [cm] li	5	0,29	0,08	0,22	0,43	0,23	0,26	0,37
10-19kg	A. iliaca externa Fläche [cm] re	2	0,16	0,04	0,13	0,18	0,10	0,16	0,20
	A. iliaca externa Durchmesser [cm] re	2	0,48	0,08	0,42	0,53	0,32	0,48	0,46
	A. iliaca externa Fläche [cm] li	2	0,17	0,02	0,15	0,18	0,11	0,17	0,20
	A. iliaca externa Durchmesser [cm] li	2	0,45	0,05	0,41	0,48	0,31	0,45	0,43
20-29kg	A. iliaca externa Fläche [cm] re	9	0,22	0,07	0,11	0,33	0,15	0,22	0,28
	A. iliaca externa Durchmesser [cm] re	9	0,54	0,11	0,37	0,73	0,46	0,52	0,61
	A. iliaca externa Fläche [cm] li	9	0,21	0,07	0,11	0,29	0,14	0,22	0,27
	A. iliaca externa Durchmesser [cm] li	9	0,54	0,11	0,36	0,73	0,44	0,55	0,61

> 29kg	A. iliaca externa Fläche [cm] re	6	0,37	0,14	0,26	0,64	0,28	0,34	0,42
	A. iliaca externa Durchmesser [cm] re	6	0,72	0,13	0,59	0,95	0,61	0,70	0,81
	A. iliaca externa Fläche [cm] li	6	0,35	0,12	0,22	0,51	0,23	0,33	0,47
	A. iliaca externa Durchmesser [cm] li	6	0,68	0,11	0,54	0,86	0,59	0,66	0,78

Deskriptive Statistiken - Gewichtsklassen									
A. femoralis		N	Mittelwert	Std.- Abweichung	Minimum	Maximum	Perzentile		
							25.	50. (Median)	75.
0-9kg	A. femoralis Fläche [cm] re	5	0,05	0,02	0,03	0,07	0,04	0,05	0,07
	A. femoralis Durchmesser [cm] re	5	0,27	0,05	0,22	0,33	0,23	0,26	0,31
	A. femoralis Fläche [cm] li	5	0,05	0,02	0,03	0,08	0,04	0,04	0,08
	A. femoralis Durchmesser [cm] li	5	0,25	0,06	0,20	0,34	0,20	0,22	0,32
10-19kg	A. femoralis Fläche [cm] re	2	0,14	0,03	0,12	0,16	0,09	0,14	0,18
	A. femoralis Durchmesser [cm] re	2	0,44	0,06	0,39	0,48	0,29	0,44	0,42
	A. femoralis Fläche [cm] li	2	0,13	0,02	0,11	0,14	0,08	0,13	0,16
	A. femoralis Durchmesser [cm] li	2	0,41	0,02	0,39	0,42	0,29	0,41	0,37

20-29kg	A. femoralis Fläche [cm] re	9	0,16	0,07	0,08	0,25	0,10	0,15	0,23
	A. femoralis Durchmesser [cm] re	9	0,48	0,11	0,32	0,60	0,37	0,48	0,57
	A. femoralis Fläche [cm] li	9	0,16	0,05	0,08	0,23	0,12	0,17	0,21
	A. femoralis Durchmesser [cm] li	9	0,48	0,10	0,31	0,65	0,41	0,47	0,57
> 29kg	A. femoralis Fläche [cm] re	6	0,28	0,11	0,17	0,45	0,18	0,25	0,39
	A. femoralis Durchmesser [cm] re	6	0,61	0,09	0,53	0,76	0,54	0,59	0,70
	A. femoralis Fläche [cm] li	6	0,27	0,10	0,14	0,40	0,18	0,28	0,36
	A. femoralis Durchmesser [cm] li	6	0,59	0,09	0,47	0,71	0,52	0,60	0,66

Deskriptive Statistiken - Gewichtsklassen									
A. saphena		N	Mittelwert	Std.- Abweichung	Minimum	Maximum	Perzentile		
							25.	50. (Median)	75.
0-9kg	A. saphena Fläche [cm] re	5	0,01	0,01	0,01	0,02	0,01	0,01	0,02
	A. saphena Durchmesser [cm] re	5	0,12	0,02	0,10	0,15	0,10	0,12	0,15
	A. saphena Fläche [cm] li	5	0,02	0,01	0,01	0,03	0,01	0,01	0,03
	A. saphena Durchmesser [cm] li	5	0,13	0,02	0,10	0,15	0,11	0,13	0,15

10-19kg	A. saphena Fläche [cm] re	2	0,03	0,00	0,03	0,03	0,02	0,03	0,06
	A. saphena Durchmesser [cm] re	2	0,18	0,01	0,17	0,18	0,13	0,18	0,17
	A. saphena Fläche [cm] li	2	0,03	0,01	0,02	0,03	0,02	0,03	0,06
	A. saphena Durchmesser [cm] li	2	0,17	0,03	0,15	0,19	0,11	0,17	0,18
20-29kg	A. saphena Fläche [cm] re	9	0,03	0,01	0,01	0,04	0,02	0,03	0,04
	A. saphena Durchmesser [cm] re	9	0,19	0,03	0,13	0,23	0,17	0,20	0,22
	A. saphena Fläche [cm] li	9	0,03	0,01	0,01	0,04	0,02	0,03	0,04
	A. saphena Durchmesser [cm] li	9	0,20	0,02	0,16	0,24	0,18	0,20	0,22
> 29kg	A. saphena Fläche [cm] re	6	0,05	0,02	0,02	0,08	0,03	0,05	0,07
	A. saphena Durchmesser [cm] re	6	0,24	0,03	0,20	0,29	0,21	0,24	0,28
	A. saphena Fläche [cm] li	6	0,04	0,02	0,02	0,07	0,03	0,05	0,06
	A. saphena Durchmesser [cm] li	6	0,23	0,05	0,16	0,28	0,17	0,24	0,28

Deskriptive Statistiken - Gewichtsklassen									
A. poplitea		N	Mittelwert	Std.- Abweichung	Minimum	Maximum	Perzentile		
							25.	50. (Median)	75.
0-9kg	A. poplitea Fläche [cm] re	5	0,02	0,01	0,02	0,03	0,02	0,02	0,03
	A. poplitea Durchmesser [cm] re	5	0,17	0,03	0,13	0,20	0,14	0,18	0,20
	A. poplitea Fläche [cm] li	5	0,02	0,02	0,01	0,05	0,02	0,02	0,04
	A. poplitea Durchmesser [cm] li	5	0,17	0,04	0,13	0,23	0,14	0,17	0,21
10-19kg	A. poplitea Fläche [cm] re	2	0,04	0,01	0,03	0,04	0,02	0,04	0,07
	A. poplitea Durchmesser [cm] re	2	0,23	0,04	0,20	0,25	0,15	0,23	0,23
	A. poplitea Fläche [cm] li	2	0,03	0,00	0,03	0,03	0,02	0,03	0,07
	A. poplitea Durchmesser [cm] li	2	0,21	0,00	0,21	0,21	0,16	0,21	0,20
20-29kg	A. poplitea Fläche [cm] re	9	0,05	0,02	0,02	0,08	0,04	0,06	0,08
	A. poplitea Durchmesser [cm] re	9	0,27	0,06	0,19	0,33	0,21	0,31	0,32
	A. poplitea Fläche [cm] li	9	0,06	0,02	0,03	0,09	0,05	0,05	0,08
	A. poplitea Durchmesser [cm] li	9	0,28	0,05	0,22	0,35	0,24	0,28	0,33
> 29kg	A. poplitea Fläche [cm] re	6	0,10	0,05	0,05	0,16	0,07	0,09	0,16

	A. poplitea Durchmesser [cm] re	6	0,34	0,07	0,29	0,44	0,29	0,31	0,42
	A. poplitea Fläche [cm] li	6	0,08	0,03	0,04	0,12	0,06	0,08	0,11
	A. poplitea Durchmesser [cm] li	6	0,33	0,09	0,19	0,43	0,27	0,33	0,42

Deskriptive Statistiken -Gewichtsklassen									
A. dorsalis pedis		N	Mittelwert	Std.- Abweichung	Minimum	Maximum	Perzentile		
							25.	50. (Median)	75.
0-9kg	A. dorsalis pedis Fläche [cm] re	5	0,01	0,01	0,00	0,02	0,00	0,01	0,02
	A. dorsalis pedis Durchmesser [cm] re	5	0,07	0,06	0,00	0,14	0,00	0,09	0,13
	A. dorsalis pedis Fläche [cm] li	5	0,01	0,01	0,00	0,01	0,00	0,01	0,01
	A. dorsalis pedis Durchmesser [cm] li	5	0,07	0,06	0,00	0,12	0,00	0,11	0,12
10-19kg	A. dorsalis pedis Fläche [cm] re	2	0,03	0,01	0,02	0,03	0,02	0,03	0,05
	A. dorsalis pedis Durchmesser [cm] re	2	0,18	0,01	0,17	0,18	0,13	0,18	0,16
	A. dorsalis pedis Fläche [cm] li	2	0,03	0,01	0,02	0,03	0,02	0,03	0,05
	A. dorsalis pedis Durchmesser [cm] li	2	0,17	0,03	0,15	0,19	0,11	0,17	0,17
20-29kg	A. dorsalis pedis Fläche [cm] re	9	0,02	0,01	0,00	0,04	0,01	0,03	0,03

	A. dorsalis pedis Durchmesser [cm] re	9	0,15	0,09	0,00	0,22	0,09	0,18	0,20
	A. dorsalis pedis Fläche [cm] li	9	0,02	0,01	0,00	0,04	0,01	0,02	0,03
	A. dorsalis pedis Durchmesser [cm] li	9	0,15	0,09	0,00	0,23	0,08	0,17	0,22
> 29kg	A. dorsalis pedis Fläche [cm] re	6	0,04	0,02	0,00	0,06	0,02	0,04	0,06
	A. dorsalis pedis Durchmesser [cm] re	6	0,18	0,10	0,00	0,27	0,11	0,21	0,25
	A. dorsalis pedis Fläche [cm] li	6	0,04	0,02	0,00	0,06	0,02	0,04	0,06
	A. dorsalis pedis Durchmesser [cm] li	6	0,20	0,11	0,00	0,29	0,15	0,23	0,28

Tab. 35: Deskriptive Statistik zu Kochsalz- und Kontrastmittelfluss.

KM – und Kochsalzfluss								
	N	Mittelwert	Std.- Abweichung	Minimum	Maximum	Perzentile		
						25.	50. (Median)	75.
Kochsalzfluss [ml/sec]	22	1,705	0,5593	0,9	2,7	1,300	1,800	1,900
Kontrastmittelfluss [ml/sec]	22	1,868	0,5785	0,9	2,9	1,500	1,900	2,000
Peripherie	22	145,27	38,135	64	228	118,75	143,50	170,75
Pfote	22	19,95	10,733	0	34	11,75	24,50	28,00
Stammgefäße	22	37,77	2,224	34	40	36,00	38,00	40,00

Tab. 36: Korrelation Kochsalzfluss und Gefäßerkennbarkeit (Summenscores) in den verschiedenen Gefäßsegmenten.

Kochsalzfluss			Peripherie	Pfote	Stammgefäße
Spearman-Rho	Kochsalzfluss [ml/sec]	Korrelationskoeffizient	,726	0,338	0,353
		Sig. (2-seitig)	0,000	0,124	0,107
		N	22	22	22

Tab. 37: Korrelation Kontrastmittelfluss und Gefäßerkennbarkeit (Summenscores) in den verschiedenen Gefäßsegmenten.

Kontrastmittelfluss			Peripherie	Pfote	Stammgefäße
Spearman-Rho	Kontrastmittelfluss [ml/sec]	Korrelationskoeffizient	,673	0,259	0,226
		Sig. (2-seitig)	0,001	0,244	0,312
		N	22	22	22

Tab. 38: Wilcoxon-Test zur Flächenberechnung der A. iliaca externa.

A. iliaca externa Fläche		N	Mittlerer Rang	Rangsumme
A. iliaca externa Fläche [cm] li - A. iliaca externa Fläche [cm] re	Negative Ränge	9 ^a	11,06	99,50
	Positive Ränge	8 ^b	6,69	53,50
	Bindungen	5 ^c		
	Gesamt	22		
a. A. iliaca externa Fläche [cm] li < A. iliaca externa Fläche [cm] re				
b. A. iliaca externa Fläche [cm] li > A. iliaca externa Fläche [cm] re				
c. A. iliaca externa Fläche [cm] li = A. iliaca externa Fläche [cm] re				
Statistik für Test (Wilcoxon)				

	A. iliaca externa Fläche [cm] li - A. iliaca externa Fläche [cm] re			
Z	-1,092			
Asymptotische Signifikanz (2-seitig)	0,275			

Tab. 39: T-Test bei gepaarten Stichproben zur Durchmesser-, bzw. Flächenberechnung.

T-Test bei gepaarten Stichproben									
A. iliaca externa Durchmesser		Gepaarte Differenzen					T	df	Sig. (2-seitig)
		Mittelwert	Std.- Abweichung	Standardfehler des Mittelwertes	95% Konfidenzintervall der Differenz				
					Untere	Obere			
Paaren 1	A. iliaca externa Durchmesser [cm] re - A. iliaca externa Durchmesser [cm] li	0,01455	0,07411	0,01580	-0,01831	0,04741	0,921	21	0,368
T- Test bei gepaarten Stichproben									
A. femoralis Fläche		Gepaarte Differenzen				T	df	Sig. (2-seitig)	
		Mittelwert	Std.-	Standardfehler	95% Konfidenzintervall der				

			Abweichung	des Mittelwertes	Differenz				
					Untere	Obere			
Paaren 1	A. femoralis Fläche [cm] re - A. femoralis Fläche [cm] li	0,00409	0,02684	0,00572	-0,00781	0,01599	0,715	21	0,483
T-Test bei gepaarten Stichproben									
A. femoralis Durchmesser		Gepaarte Differenzen					T	df	Sig. (2-seitig)
		Mittelwert	Std.-Abweichung	Standardfehler des Mittelwertes	95% Konfidenzintervall der Differenz				
					Untere	Obere			
Paaren 1	A. femoralis Durchmesser [cm] re – A. femoralis Durchmesser [cm] li	0,01136	0,05549	0,01183	-0,01324	0,03597	0,961	21	0,348

Tab. 40: Wilcoxon-Test zur Flächenanalyse A. poplitea.

A. poplitea Fläche		N	Mittlerer Rang	Rangsumme
A. poplitea Fläche [cm] li - A. poplitea Fläche [cm] re	Negative Ränge	11 ^a	8,64	95,00
	Positive Ränge	6 ^b	9,67	58,00
	Bindungen	5 ^c		

	Gesamt	22		
a. A. poplitea Fläche [cm] li < A. poplitea Fläche [cm] re				
b. A. poplitea Fläche [cm] li > A. poplitea Fläche [cm] re				
c. A. poplitea Fläche [cm] li = A. poplitea Fläche [cm] re				
Statistik für Test				
	A. poplitea Fläche [cm] li - A. poplitea Fläche [cm] re			
Z	-,905			
Asymptotische Signifikanz (2-seitig)	0,366			

Tab. 41: T-Test zur Durchmesserberechnung der A. poplitea

T-Test bei gepaarten Stichproben							
A. poplitea Durchmesser	Gepaarte Differenzen				T	df	Sig. (2-seitig)
	Mittelwert	Std.- Abweichung	Standardfehler des Mittelwertes	95% Konfidenzintervall der Differenz			
				Untere			

Paaren 1	A. poplitea Durchmesser [cm] re - A. poplitea Durchmesser [cm] li	0,00000	0,03309	0,00706	-0,01467	0,01467	0,000	21	1,000
----------	--	---------	---------	---------	----------	---------	-------	----	-------

Tab. 42: Wilcoxon Test zur Flächenberechnung der A. saphena.

Wilcoxon-Test				
		N	Mittlerer Rang	Rangsumme
A. saphena Fläche [cm] li - A. saphena Fläche [cm] re	Negative Ränge	6 ^a	7,67	46,00
	Positive Ränge	6 ^b	5,33	32,00
	Bindungen	10 ^c		
	Gesamt	22		
a. A. saphena Fläche [cm] li < A. saphena Fläche [cm] re				
b. A. saphena Fläche [cm] li > A. saphena Fläche [cm] re				
c. A. saphena Fläche [cm] li = A. saphena Fläche [cm] re				
Statistik für Test				
	A. saphena Fläche [cm] li - A.			

	saphena Fläche [cm] re			
Z	-,562 ^b			
Asymptotische Signifikanz (2-seitig)	0,574			

Tab. 43: T-Test A. saphena.

T- Test bei gepaarten Stichproben									
		Gepaarte Differenzen					T	df	Sig. (2-seitig)
		Mittelwert	Std.- Abweichung	Standardfehler des Mittelwertes	95% Konfidenzintervall der Differenz				
					Untere	Obere			
Paaren 1	A. saphena Durchmesser [cm] re - A. saphena Durchmesser [cm] li	0,00000	0,02895	0,00617	-0,01284	0,01284	0,000	21	1,000

Tab. 44: Korrelationsanalysen Fläche A. iliaca externa.

Nichtparametrische Korrelationen							
			A. iliaca externa errechnete Fläche [cm] re				
Spearman-Rho	A. iliaca externa Fläche [cm] re	Korrelationskoeffizient	,965**				
		Sig. (2-seitig)	0,000				
		N	22				
**. Die Korrelation ist auf dem 0,01 Niveau signifikant (zweiseitig).							
Korrelationskoeffizient in Klassen							
	Korrelation innerhalb der Klasse	95%-Konfidenzintervall		F-Test mit wahrem Wert 0			
		Untergrenze	Obergrenze	Wert	df1	df2	Sig.
Einzelne Maße	,952	0,853	0,982	53,359	21	21	0,000
Durchschnittliche Maße	,976	0,921	0,991	53,359	21	21	0,000

Tab. 45: Korrelationsanalyse Durchmesser A. iliaca externa.

Korrelationen							
		A. iliaca externa errechneter Durchmesser [cm] re					
A. iliaca externa Durchmesser [cm] re	Korrelation nach Pearson	,977**					
	Signifikanz (2-seitig)	0,000					
	N	22					
**. Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,01 (2-seitig) signifikant.							
Korrelationskoeffizient in Klassen							
	Korrelation innerhalb der Klasse	95%-Konfidenzintervall		F-Test mit wahrem Wert 0			
		Untergrenze	Obergrenze	Wert	df1	df2	Sig.
Einzelne Maße	,963	0,891	0,986	66,140	21	21	0,000
Durchschnittliche Maße	,981	0,942	0,993	66,140	21	21	0,000

Tab. 46: Korrelationsanalysen Fläche A. femoralis.

Korrelationen							
		A. femoralis errechnete Fläche [cm] re					
A. femoralis Fläche [cm] re	Korrelation nach Pearson	,975**					
	Signifikanz (2-seitig)	0,000					
	N	22					
**. Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,01 (2-seitig) signifikant.							
Korrelationskoeffizient in Klassen							
	Korrelation innerhalb der Klasse ^b	95%-Konfidenzintervall		F-Test mit wahrem Wert 0			
		Untergrenze	Obergrenze	Wert	df1	df2	Sig.
Einzelne Maße	,964 ^a	0,859	0,987	77,295	21	21	0,000
Durchschnittliche Maße	,981 ^c	0,924	0,994	77,295	21	21	0,000

Tab. 47: Korrelationsanalyse Durchmesser A. femoralis.

Korrelationen							
		A. femoralis errechneter Durchmesser [cm] re					
A. femoralis Durchmesser [cm] re	Korrelation nach Pearson	,979**					
	Signifikanz (2-seitig)	0,000					
	N	22					
**. Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,01 (2-seitig) signifikant.							
Korrelationskoeffizient in Klassen							
	Korrelation innerhalb der Klasse	95%-Konfidenzintervall		F-Test mit wahrem Wert 0			
		Untergrenze	Obergrenze	Wert	df1	df2	Sig.
Einzelne Maße	,968	0,857	0,989	93,428	21	21	0,000
Durchschnittliche Maße	,984	0,923	0,995	93,428	21	21	0,000

Tab. 48: Korrelationsanalysen Fläche A. poplitea.

Nichtparametrische Korrelationen							
			A. poplitea errechnete Fläche [cm] re				
Spearman-Rho	A. poplitea Fläche [cm] re	Korrelationskoeffizient	,948**				
		Sig. (2-seitig)	0,000				
		N	22				
**. Die Korrelation ist auf dem 0,01 Niveau signifikant (zweiseitig).							
Korrelationskoeffizient in Klassen							
	Korrelation innerhalb der Klasse	95%-Konfidenzintervall		F-Test mit wahrem Wert 0			
		Untergrenze	Obergrenze	Wert	df1	df2	Sig.
Einzelne Maße	,960	0,905	0,983	46,441	21	21	0,000
Durchschnittliche Maße	,979	0,950	0,991	46,441	21	21	0,000

Tab. 49: Korrelationsanalysen Durchmesser A. poplitea.

Nichtparametrische Korrelationen							
			A. poplitea errechneter Durchmesser [cm] re				
Spearman-Rho	A. poplitea Durchmesser [cm] re	Korrelationskoeffizient	,948**				
		Sig. (2-seitig)	0,000				
		N	22				
**. Die Korrelation ist auf dem 0,01 Niveau signifikant (zweiseitig).							
Korrelationskoeffizient in Klassen							
	Korrelation innerhalb der Klasse	95%-Konfidenzintervall		F-Test mit wahrem Wert 0			
		Untergrenze	Obergrenze	Wert	df1	df2	Sig.
Einzelne Maße	,961	0,908	0,983	48,048	21	21	0,000
Durchschnittliche Maße	,980	0,952	0,992	48,048	21	21	0,000

Tab. 50: Korrelationsanalysen Fläche A. saphena.

Nichtparametrische Korrelationen							
			A. saphena errechnete Fläche [cm] re				
Spearman-Rho	A. saphena Fläche [cm] re	Korrelationskoeffizient	,892**				
		Sig. (2-seitig)	0,000				
		N	22				
**. Die Korrelation ist auf dem 0,01 Niveau signifikant (zweiseitig).							
Korrelationskoeffizient in Klassen							
	Korrelation innerhalb der Klasse	95%-Konfidenzintervall		F-Test mit wahrem Wert 0			
		Untergrenze	Obergrenze	Wert	df1	df2	Sig.
Einzelne Maße	,834	0,644	0,928	10,768	21	21	0,000
Durchschnittliche Maße	,910	0,783	0,962	10,768	21	21	0,000

Tab. 51: Korrelationsanalysen Durchmesser A. saphena.

Korrelationen							
		A. saphena errechneter Durchmesser [cm] re					
A. saphena Durchmesser [cm] re	Korrelation nach Pearson	,882**					
	Signifikanz (2-seitig)	0,000					
	N	22					
**. Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,01 (2-seitig) signifikant.							
Korrelationskoeffizient in Klassen							
	Korrelation innerhalb der Klasse	95%-Konfidenzintervall		F-Test mit wahrem Wert 0			
		Untergrenze	Obergrenze	Wert	df1	df2	Sig.
Einzelne Maße	,884	0,743	0,950	15,762	21	21	0,000
Durchschnittliche Maße	,938	0,852	0,974	15,762	21	21	0,000

Tab. 52: Summenscores für die peripheren Gefäße.

peri_ke_re	peri_dg_re	peri_ke_li	peri_dg_li	peri_ges_re	peri_ges_li	peri_komp	peri_sym_größe	peri_sym_lage
20	13	19	12	33	31	64	15	15
31	24	31	23	55	54	109	19	18
56	46	55	45	102	100	202	27	27
51	41	49	39	92	88	180	26	26
42	28	44	31	70	75	145	20	18
32	28	29	25	60	54	114	17	16
34	26	35	26	60	61	121	18	17
29	23	39	27	52	66	118	11	11
40	29	39	28	69	67	136	20	20
34	23	35	23	57	58	115	18	17
51	37	51	37	88	88	176	25	24
43	32	43	33	75	76	151	26	22
37	27	37	25	64	62	126	21	21

50	35	50	35	85	85	170	23	23
43	30	42	30	73	72	145	20	20
64	51	63	50	115	113	228	29	29
29	17	27	17	46	44	90	14	13
56	40	51	38	96	89	185	24	24
42	30	42	31	72	73	145	20	20
41	27	42	27	68	69	137	23	23
38	27	37	27	65	64	129	21	20
50	34	52	37	84	89	173	23	23
51	31	49	30	82	79	161	24	24
44	26	37	20	70	57	127	18	18
39	22	35	23	61	58	119	17	17
56	41	56	41	97	97	194	27	27
43	26	35	20	69	55	124	23	23
43	28	43	28	71	71	142	24	24
41	26	40	24	67	64	131	22	21

50	35	48	34	85	82	167	26	26
----	----	----	----	----	----	-----	----	----

Tab. 53: Summenscores für die Pfortengefäße

pfote_ke_re	pfote_dg_re	pfote_ke_li	pfote_dg_li	pfote_ges_re	pfote_ges_li	pfote_komp	pfote_sym_größe	pfote_sym_lage	pfote_hu_re	pfote_hu_li	pfote_hu_ges
1	0	1	0	1	1	2	1	1	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
10	7	10	7	17	17	34	4	4	313,4	322,2	635,6
9	6	9	6	15	15	30	3	3	329,5	348,5	678
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
6	5	6	5	11	11	22	3	3	177	175	352
6	5	6	5	11	11	22	3	3	148,7	153,7	302,4
7	6	0	0	13	0	13	0	0	217,2	0	217,2
5	4	5	4	9	9	18	3	3	205,9	213,9	419,8
1	0	2	2	1	4	5	1	1	0	186,2	186,2
3	1	3	1	4	4	8	3	3	171,8	0	171,8
8	6	8	6	14	14	28	3	3	238	223,2	461,2

7	6	7	6	13	13	26	3	3	322,4	310	632,4
8	6	8	6	14	14	28	3	3	274,7	306,1	580,8
8	7	8	7	15	15	30	4	4	253,1	266,5	519,6
6	6	6	6	12	12	24	3	3	263,8	190,6	454,4
4	3	4	3	7	7	14	3	3	138,7	131,3	270
8	5	9	6	13	15	28	3	3	257,7	367,7	625,4
7	6	7	6	13	13	26	3	3	148	159,4	307,4
2	2	2	2	4	4	8	2	2	0	0	0
8	6	8	6	14	14	28	3	3	231,9	220,2	452,1
7	6	6	6	13	12	25	3	3	217,3	222,6	439,9
8	6	8	6	14	14	28	3	3	236	234,9	470,9
7	6	6	5	13	11	24	3	3	193,4	217,6	411
8	6	8	6	14	14	28	3	3	289,7	331,9	621,6
5	5	5	5	10	10	20	3	3	153	154,3	307,3
5	5	4	5	10	9	19	3	3	90,1	104,3	194,4
8	6	8	6	14	14	28	3	3	238,8	240,6	479,4

9	6	9	6	15	15	30	3	3	305,5	303,4	608,9
2	2	2	2	4	4	8	2	2	0	0	0

Tab. 54: Summenscores für die Stammgefäße

stamm_ke_ re	stamm_dg_ re	stamm_ke_ _li	stamm_dg_ _li	stamm_ges_r e	stamm_ges_ li	stamm_kom p	stamm_sym_größ e	stamm_sym_lag e	stamm_hu_ re	stamm_hu_ _li	stamm_hu_ ges
9	8	9	8	17	17	34	4	4	607,7	574,5	1182,2
9	8	9	8	17	17	34	4	4	1218,2	1089,1	2307,3
12	8	12	8	20	20	40	4	4	1512	1582,8	3094,8
12	8	12	8	20	20	40	4	4	1128,3	1074,5	2202,8
12	7	11	7	19	18	37	4	4	1143,8	1161,3	2305,1
11	8	11	8	19	19	38	4	4	1047,5	1108,3	2155,8
12	8	11	8	20	19	39	4	4	1323	1099,5	2422,5
10	7	10	7	17	17	34	3	4	1031,6	1159,8	2191,4
10	8	10	8	18	18	36	4	4	848,8	876	1724,8
11	8	11	8	19	19	38	4	4	942,6	946,1	1888,7
11	8	11	8	19	19	38	4	4	965,4	882,8	1848,2

11	8	11	8	19	19	38	4	4	1311	1227,8	2538,8
11	8	11	8	19	19	38	4	4	1012,3	1001,5	2013,8
12	8	12	8	20	20	40	4	4	1334,6	1395,7	2730,3
11	8	11	8	19	19	38	4	4	754,7	780,6	1535,3
12	8	12	8	20	20	40	4	4	1457	1468,7	2925,7
10	7	10	7	17	17	34	4	4	922,7	951,5	1874,2
12	8	12	8	20	20	40	4	4	1129,8	1201,4	2331,2
12	8	12	8	20	20	40	4	4	1283,9	1359,7	2643,6
11	8	11	8	19	19	38	4	4	746,3	783,6	1529,9
10	8	10	8	18	18	36	4	4	1027,9	1060,3	2088,2
11	8	11	8	19	19	38	4	4	865,7	837,4	1703,1
11	8	11	8	19	19	38	4	4	923,5	1019,4	1942,9
12	8	12	8	20	20	40	4	4	1444,7	1510	2954,7
12	8	12	8	20	20	40	4	4	1628,2	1946,1	3574,3
12	8	12	8	20	20	40	4	4	1204,1	1204,4	2408,5
10	7	9	7	17	16	33	4	3	943,4	932,5	1875,9

12	8	12	8	20	20	40	4	4	1296	1312,9	2608,9
12	8	12	8	20	20	40	4	3	1071,7	1054,6	2126,3
11	8	11	8	19	19	38	4	4	1191,2	1226,5	2417,7

Tab. 55: Übersicht über die verwendeten Anästhetika und deren angewandten Dosierungen.

Wirkstoffklasse	Wirkstoff	Dosierung (bei intravenöser Verabreichung)
Benzodiazepine	Midazolam	0,2 mg kg ⁻¹
	Diazepam	0,4 mg kg ⁻¹
Alpha ₂ -Rezeptoragonisten	Medetomidin	0,005 mg kg ⁻¹
	Dexmedetomidin	0,003 mg kg ⁻¹
Opioide	Methadon	0,3 mg kg ⁻¹
	Levomethadon	0,15 mg kg ⁻¹
Phenothiazine	Azepromazin	0,01 mg kg ⁻¹
Substituierte Phenole	Propofol	2-7 mg kg ⁻¹ nach Effekt

Tab. 56: Patienteninformation und Indikationen zum CT.

Rasse	Alter (Mon)	Gewicht (kg)	Geschlecht (m=männlich, w=weiblich)	Indikation zum CT	Gefäßgesundheit (1=gefäßgesund, 2=potenzielle Gefäßalteration)
Irischer Wolfshund	6	7	w	intrahepatischer Shunt	1
Mops	53	5	w	Staging (Ganzkörper)	1
Boxer	56	32	m	Insulinom	1
Mischling	34	23	m	Wundheilungsstörung Femur	2
Dalmatiner	137	39	m	Monoparese hi li	1
Dackel	140	9	w	UV am Bein caudolateral li Oberschenkel	2
Mischling	167	15	w	infiltratives Lipom	2
Australian Shepherd	124	24	w	Monoparese	1
Flat Coated Retriever	103	37	m	Staging (Ganzkörper)	1
Husky	85	25	w	Schmerzhaftigkeit caudale Körperhälfte	1
Golden Retriever	3	8	w	portosystemischer Shunt	1
Mischling	22	19	w	Pyometra	1
Labrador Retriever	135	41	m	Lahmheitsabklärung, Harnblasenkarzinom	1

Entlebucher Sennenhund	78	24	m	Harnleitermissbildung/Inkontinenz	1
Dogge	102	65	w	Lahmheit hi re	1
Greyhound	14	25	w	Schwellung Tarsus	2
Zwergpudel	99	4	w	Lebertumor	1
Border Collie	74	20	w	Lahmheit Hintergliedmaße	1
Dackel	160	11	m	Analbeutelkarzinom	2
Greyhound	113	31	m	Osteosarkom Femur	2
Mischling	164	25	w	Multiple Umfangsvermehrungen	1
Golden Retriever	75	32	w	Mammatumor	1
Australian Shepherd	17	26	m	Kreuzbandriss	1
West Highland White Terrier	33	7	w	Lahmheit	1
Yorkshire Terrier	73	4	m	Patellaluxation	1
Bayerischer Gebirgsschweißhund	26	20	m	Abszess	1
Labrador Retriever	105	28	m	Sarkom Lendenbereich, dorsal	2
Pinscher	69	15	m	UV Rektum	1

Labrador Retriever	68	29	w	Chondrosarkom linkes Knie	2
Kleiner Münsterländer	7	19	w	ektopischer Ureter	1

Tab. 57: Deskriptive Übersicht der Summenscores in Zusammenhang mit dem verwendeten Anästhetikum.

Anästhesie / Prämedikation									
Prämedikation		N	Mittelwert	Std.-Abweichung	Min.	Max.	Perzentile		
							25.	50. (Median)	75.
Alpha ₂ - Rezeptor- Agonisten	Peripherie	1	170,00		170	170			
	Pfote	1	28,00		28	28			
	Stammgefäße	1	40,00		40	40			
Acepromazin	Peripherie	2	146,00	38,18	119	173	89,25	146,00	129,75
	Pfote	2	26,50	2,12	25	28	18,75	26,50	21,00
	Stammgefäße	2	39,00	1,41	38	40	28,50	39,00	30,00
Opioid+ Benzodiazepine	Peripherie	7	124,86	38,26	64	167	90,00	126,00	161,00
	Pfote	7	15,86	11,35	2	28	5,00	14,00	28,00

	Stammgefäße	7	36,86	1,95	34	38	34,00	38,00	38,00
Benzodiazepin	Peripherie	12	155,00	37,70	109	228	127,50	143,50	191,75
	Pfote	12	20,58	11,16	0	34	14,25	24,00	28,00
	Stammgefäße	12	37,92	2,43	34	40	36,00	39,00	40,00

X. DANKSAGUNG

An erster Stelle möchte ich mich ganz herzlich bei Frau Prof. Dr. Andrea Meyer-Lindenberg für die Überlassung dieses interessanten Themas und ihre Unterstützung bei der Anfertigung dieser Arbeit bedanken. Vielen Dank für die gute Zusammenarbeit der letzten Jahre, in denen ich sehr viel lernen durfte.

Besonderer Dank gilt natürlich auch meinem Betreuer Dr. Andreas Brühshwein, der immer ein offenes Ohr für meine Fragen hatte, mich fachlich unterstützt und mich mit seiner Begeisterung für die Bildgebung angesteckt hat. Ich möchte der ganzen radiologischen Abteilung für die vielen heiteren und abwechslungsreichen Stunden und insbesondere Martin für die Einarbeitung am CT und die damit verbundenen, unzähligen Erklärungen danken.

Zudem bedanke ich mich bei Helena für den regen Austausch zur Thematik und die gegenseitige Motivation. Herrn PD. Dr. Reese und Frau v. Hehn danke ich für die Unterstützung bei den statistischen Analysen.

An meine besonderen Freunde Becci und Korbi ein ganz herzliches Dankeschön. Ohne euch wäre ich so manches Mal nicht so schnell wieder aufgestanden. Ihr habt mich die ganzen letzten Jahre begleitet und immer unterstützt.

Mein größter Dank gilt meiner Familie, allem voran meiner Mutter, die mir mit ihrer Stärke und Warmherzigkeit immer ein Vorbild war und sein wird. Danke Andi, dass du mich immer motiviert und an mich geglaubt hast. Dir Julian möchte ich für deine wahnsinnige Ausgeglichenheit und Geduld danken. Durch deinen Ehrgeiz habe ich gelernt, dass man ausdauernd sein muss um etwas zu erreichen. Zu guter Letzt möchte ich meinem Vater danken. Ohne dich, Papa, wäre es nicht zur Fertigstellung dieser Arbeit gekommen. Du hast mir gezeigt was man mit einer positiven Einstellung alles erreichen kann und dass man nie aufgeben darf. Dein unfassbar starker Wille beeindruckt mich jeden Tag aufs Neue und ist Antrieb für Alles!